Paul G. J. Maquet

Biomécanique du Genou

Application à la pathogénie et au traitement chirurgical de la gonarthrose

Avec 184 figures

Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York

ALLE ZEIT WACH
1842

Paul G. J. Maquet

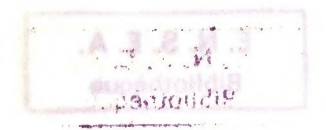
Biomécanique du Genou

Application à la pathogénie et au traitement chirurgical de la gonarthrose

Avec 184 figures

Springer-Verlag
Berlin Heidelberg New York 1977

Docteur PAUL G.J. MAQUET
25, Thier Bosset, B-4070 Aywaille



L'édition anglaise, 1976:

Biomechanics of the Knee
With Application to the Pathogenesis and the Surgical Treatment of Osteoarthritis

ISBN 3-540-07882-7 Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
ISBN 0-387-07882-7 Springer-Verlag New York Heidelberg Berlin

ISBN 3-540-08329-4 Springer-Verlag Verlin Heidelberg New York
ISBN 0-387-08329-4 Springer-Verlag New York Heidelberg Berlin

Library of Congress Cataloging in Publication Data. Maquet, Paul G.J. 1928–. Biomécanique du genou. Bibliography: p. Includes index. 1. Knee – Surgery. 2. Osteoarthritis – Surgery. 3. Knee – Diseases – Etiology. 4. Osteoarthritis – Etiology. 5. Knee. 6. Human mechanics. I. Title. [DNLM: 1. Biomechanics. 2. Knee joint – Physiology. 3. Osteoarthritis – Surgery. 4. Osteoarthritis – Etiology. WE870 M297b] RD561.M36 1977 612'.75

Imprimé en Allemagne

Composition, impression et reliure: Universitätsdruckerei H. Stürtz AG., Würzburg
2124/3130-543210

Ce n'eſt autre choſe practique
Sinon l'effect de Theorique.

Sience ſans experience
N'apporte pas grande aſſeurance.

AMBROISE PARÉ, DE LAVAL CONSEILLER ET PREMIER CHIRVRGIEN du Roy.

CANONS ET REIGLES Chirurgiques de l'Autheur.

"Les Oeuvres d'Ambroise Paré, conseiller, et premier chirurgien du Roy, corrigées et augmentées par lui-même, peu avant son décès. A Paris, chez Barthelemy Macé, au mont St-Hilaire, à l'Ecu de Bretagne. 1607".

Préface

Les affections de la hanche et du genou occupent une place particulière parmi les maladies orthopédiques importantes des extrémités à cause de leur relative fréquence d'une part, du handicap considérable que signifie pour le patient une limitation de sa capacité de marche d'autre part.

Un traitement causal, intentionnel, de ces affections (et ici il faut surtout citer l'arthrose) n'est possible que s'il se base sur une analyse biomécanique valable de la sollicitation normale et pathologique de l'articulation atteinte. Alors que la situation de la hanche peut aujourd'hui être considérée comme fondamentalement clarifiée, il manque encore un exposé d'ensemble pour le genou, tenant particulièrement compte des notions récentes de biomécanique. Depuis peu nos conceptions de la cinématique du genou ont été modifiées de fond en comble. Mais ceci n'a pas résolu la question de la sollicitation articulaire, si importante pour la clinique.

Dans ce domaine, le docteur Maquet a fourni un travail de pionnier depuis plusieurs années déjà, en appliquant par analogie au genou les principes valables pour la hanche. Mais, parce que le genou ne constitue pas une articulation sphérique, il pose un problème compliqué exigeant des raisonnements neufs. Les résultats de nombreuses opérations effectuées par le docteur Maquet selon les conceptions biomécaniques démontrent la justesse fondamentale de ses idées. Ici encore il est apparu (comme précédemment à la hanche) que la guérison d'une arthrose dépend de façon tout à fait décisive de la réduction et de la distribution uniforme de la pression articulaire.

Dans ce livre, le docteur Maquet s'appuie sur les recherches statiques antérieures. Il entreprend une analyse de la sollicitation cinétique en se basant avant tout sur les expériences très précises de O. Fischer concernant la marche de l'homme. Il en résulte un aperçu de la sollicitation du genou qui n'a pas son pareil jusqu'à présent. En outre il est montré de façon impressionnante comment des arthroses même très sévères du genou peuvent guérir par des opérations chirurgicales logiques, fondées sur la biomécanique. Ces résultats s'obtiennent sans l'implantation de prothèse, encore plus discutable pour le genou qu'elle l'est déjà pour la hanche.

Puisse ce livre trouver une large audience et stimuler d'autres discussions sur ce problème d'actualité.

Aix-la-Chapelle, mai 1977 F. Pauwels

Introduction

Dès 1950 Pauwels, s'appuyant sur une expérience de plus de 15 ans, démontre qu'une thérapeutique chirurgicale convenable peut faire régresser puis disparaître les signes cliniques et radiologiques de la coxarthrose. Elle permet une régénération étonnante de l'articulation malade. Ses interventions se basent sur une connaissance approfondie de la mécanique de la hanche et de la biomécanique des tissus. Elles visent à diminuer au maximum la pression articulaire pour la rendre supportable par les tissus malades. Elles diminuent la dite pression en réduisant la charge exercée sur la hanche et en accroissant la surface portante de l'articulation.

Les lois de la biomécanique énoncées par Pauwels sont d'application générale. D'autre part les lésions ostéo-articulaires qu'elles permettent d'interpréter se retrouvent de façon constante au niveau du genou arthrosique. Il nous a donc paru logique d'utiliser pour le traitement de la gonarthrose les règles qui ont permis à Pauwels d'obtenir des résultats spectaculaires chez les patients souffrant de coxarthrose. Ceci suppose une connaissance de la mécanique du genou sain et du genou arthrosique que nous n'avons pu trouver dans la littérature. Certes les mouvements du genou ont déjà été étudiés mais l'influence des facteurs mécaniques sur la gonarthrose n'a pas encore été clairement expliquée. Empiriquement les chirurgiens orthopédistes ont corrigé les déviations en varum du genou malade par une ostéotomie valgisante et celles en valgum par une ostéotomie varisante de l'extrémité inférieure du fémur ou de l'extrémité supérieure du tibia. Ils ont ainsi constaté certains bons résultats et, malheureusement, aussi de moins bons. De leurs expériences, ils ont conclu qu'il faut obtenir une hypercorrection de l'angle fémoro-tibial dans le plan frontal dans la gonarthrose en varum, une correction assez exacte dans la gonarthrose en valgum. Ces constatations découlent d'une pratique des opérations orthopédiques dont nous reconnaissons la valeur empirique. Toutefois elles ne sont guère suffisantes pour qui désire baser la thérapeutique sur une théorie solide et ainsi en obtenir les meilleurs résultats. Fournir ce fondement théorique, justifier rationnellement le choix de telle intervention plutôt que de telle autre et par là améliorer le traitement de la gonarthrose constituent les buts essentiels de notre travail.

Aywaille, 1977 PAUL G.J. MAQUET

Remerciements

Le professeur Pauwels m'a enseigné les principes fondamentaux de la biomécanique. Il a consacré des heures à discuter mes cas cliniques et à former ma façon d'envisager les problèmes orthopédiques.

D'autres personnes sont intervenues dans l'élaboration de ce travail et tout d'abord ma femme, Josette, qui m'a patiemment et efficacement aidé dans la préparation du manuscrit.

Mon ami, le docteur P. de Marchin, il y a plusieurs années, a suscité mon intérêt pour le problème que pose la gonarthrose et encouragé mes recherches. Le professeur J. Lecomte a bien voulu me prodiguer ses conseils pour la présentation et la rédaction de ce travail. Le professeur B. Kummer m'a dispensé ses critiques amicales et constructives lors de mes nombreuses visites à l'institut d'anatomie de l'université de Cologne. Avec une patience inlassable, le professeur A. Pirard, et ses collaborateurs, G. Pelzer et F. de Lamotte, de la Faculté des Sciences, m'ont indiqué la solution des problèmes mathématiques rencontrés. Le professeur A. Pirard m'a ouvert son laboratoire de photoelasticité et assuré l'aide de son technicien, Monsieur C. Nihard. Le professeur E. Betz a bien voulu me fournir la plupart des pièces anatomiques pour mes expériences. J. Simonet, chef de travaux à la Faculté des Sciences Appliquées, a réalisé l'appareillage destiné à mesurer la charge exercée sur ces pièces anatomiques. Le docteur A. van de Berg les a radiographiées dans son service privé. Le docteur M. Vercauteren, du service d'orthopédie de l'Université de Gand, m'a procuré le film illustrant la marche d'une gonarthrosique.

Le professeur E. Radin, de Harvard Medical School, Boston, m'a conseillé pour la version anglaise du texte. Mr. R. Furlong, F.R.C.S., de Londres, m'a aidé à rédiger le texte définitif de la première édition grâce à sa connaissance nuancée de la langue anglaise.

Que tous trouvent ici le témoignage de ma gratitude. Sans eux ce travail n'aurait pu être mené à bien.

Table des matières

La permission de reproduire

Figures 13, 14, 18, 20, 21, 22, 23, 24, 26, 65, 71, 72, 76, 101, 129 (Maquet, Simonet et de Marchin, 1967) a été accordée par la *Revue de Chirurgie Orthopédique et réparatrice de l'Appareil Moteur;*

Figures 11, 15, 37, 63, 70, 77, 100, 103, 109, 144, 179, 182 (Maquet, 1969) par la *Société Internationale de chirurgie Orthopédique et Traumatologique;*

Figures 16, 17, 29, 30, 133, 140, 156a et d (Maquet, 1972) et 50, 64, 106, 107, 110 (Maquet, Pelzer et de Lamotte, 1975) par les *Acta Orthopaedica Belgica;*

Figure 137 (Maquet, 1974) par *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete;*

Figures 58, 61, 62 (Maquet, Van der Berg et Simonet, 1975) par le *Journal of Bone and Joint Surgery;*

Figures 53 et 139 (Maquet, 1976) par *Clinical Orthopaedics and Related Research.*

Chapitre I. Buts et limites du travail

La biomécanique étudie:

1. les sollicitations mécaniques que subissent les tissus vivants soumis à des conditions physiologiques ou pathologiques.

2. les réponses biologiques des tissus à ces sollicitations mécaniques et à leurs modifications.

3. la possibilité de changer chirurgicalement les sollicitations que subissent les tissus vivants pour en obtenir un effet thérapeutique.

Ce travail est consacré à la biomécanique du genou.

Les forces supportées par le genou normal seront analysées successivement en position debout immobile avec appui symétrique sur les deux pieds; en station debout avec appui sur un seul pied; enfin durant la marche. Ces forces sont transmises du fémur au tibia par des surfaces articulaires dont l'étendue sera mesurée. Elles provoquent dans l'articulation des contraintes de compression qui en constituent la sollicitation mécanique. Ces contraintes de compression articulaires seront déterminées.

Il existe un équilibre physiologique entre la sollicitation mécanique et la résistance des tissus articulaires. Cet équilibre peut être perturbé par différents facteurs. Ou bien la résistance des tissus articulaires est amondrie pour des causes métaboliques, la sollicitation mécanique étant normale. Ou bien la sollicitation de l'articulation devient anormalement grande sous l'effet d'une perturbation mécanique, la résistance des tissus étant normale. La rupture de l'équilibre physiologique entraîne des réactions tissulaires conduisant à l'arthrose (Müller, 1929; Pauwels, 1973).

La gonarthrose entreprendra tout le genou lorsque l'origine du déséquilibre, de nature métabolique, affecte globalement la résistance tissulaire. Lorsque l'origine du déséquilibre est mécanique, la gonarthrose pourra frapper de façon prédominante ou exclusive la partie médiale de l'articulation fémoro-tibiale: c'est la gonarthrose en varum. Si elle atteint la partie latérale du genou, elle réalisera la gonarthrose en valgum. Elle pourra aussi se localiser à l'articulation patello-fémorale.

Les causes de chacune de ces éventualités devront être recherchées. Nous étudierons donc ce qui peut modifier les forces exercées sur le genou et les conséquences mécaniques de ces changements. Toutefois les phénomènes biologiques entraînant une diminution primitive de la résistance des tissus articulaires ne seront pas pris en considération dans ce travail. Ces phénomènes relèvent plutôt du domaine de la pathologie interne.

Quand nous aurons déterminé les forces supportées par le genou normal et anormal ainsi que les contraintes articulaires, physiologiques et pathologiques, qu'elles provoquent, nous expliquerons comment influencer chirurgicalement ces dernières de façon à obtenir un effet thérapeutique favorable sur la gonarthrose qu'elles ont entraînée. C'est le but pratique de notre étude. Nous proposerons différentes interventions chirurgicales qui diminuent la sollicitation mécanique du genou. Des techniques opératoires originales qui permettent de les réaliser seront décrites. Les résultats de ces opérations chirurgicales illustreront et confirmeront l'analyse théorique et les principes biomécaniques qui ont été la base de ces thérapeutiques. Ils seront les garants de leur exactitude.

Les méthodes de traitement qui remplacent tout ou partie de l'articulation par des im-

plants métalliques ou plastiques ont certainement leurs indications. Mais comme elles n'exploitent pas les possibilités de régénération des tissus vivants qui sont purement et simplement excisés, à strictement parler elles ne constituent pas une thérapeutique biomécanique et ne seront donc pas retenues dans ce travail.

Chapitre II. Critique des travaux consacrés à la biomécanique du genou

De nombreux auteurs se sont intéressés à la mécanique du genou. Bouillet et Van Gaver (1961), Debrunner et Seewald (1964) en ont étudié la statique dans le plan frontal, Shinno (1961) dans le plan sagittal, Knese (1955) dans les deux plans. D'autres encore ont tenté d'éclaircir des points particuliers, comme la répartition des forces au niveau des condyles fémoraux (Rabischong et al., 1970; Kostuik et al., 1975; Enger et Korde, 1974), l'étendue des surfaces de contact fémoro-tibiales (Kettelkamp et Jacobs, 1972; Walker et Hajek, 1972; Walker et Erkman, 1975), les forces agissant sur la rotule (Reilly et Martens, 1972; Bandi, 1972), les surfaces de contact patello-fémorales (Goodfellow, Hungerford, Zindell, 1976). Des travaux plus complets recherchent les forces statiques et dynamiques exercées sur le genou durant la marche (Morrison, 1968; Paul, 1966–67 et 1969; Harrington, 1974). Enfin Menschik (1974, 1975), approfondissant et complétant les travaux de Husson (1974) donne une explication logique de la cinématique du genou. Nous allons passer en revue ces différentes publications et les soumettre à une analyse critique.

Bouillet et Van Gaver (1961) écrivent que le genou supporte uniquement le poids du corps: «Chez un sujet de 80 kg, le genou supporte pratiquement la totalité du poids à chaque pas et, si le genou est normal, chaque plateau tibial supporte la moitié de cette charge, soit 40 kg.» En d'autres mots, pour les auteurs cités, durant la marche le poids total du corps agirait au centre de gravité[1] des surfaces portantes du genou. Ils constatent cependant qu'en station debout sur un pied, la verticale abaissée du centre de gravité du corps tombe en dedans du genou. L'équilibre ne pourrait être réalisé que par une« contraction du moyen fessier »ou« une translation du corps vers le côté portant». «Ces deux artifices de rétablissement de l'équilibre ... se complètent mutuellement au cours de la marche de façon que la ligne de force principale du corps passe aussi près que possible du centre du genou. Mais, à aucun moment, elle ne se confond avec l'axe du membre. Il en résulte que, sans cesse, le genou se trouve sollicité en varus». Cette conception de Bouillet et Van Gaver s'appuie sur une analyse incomplète du problème. Tout d'abord le genou ne supporte pas le poids de la jambe et du pied sous-jacents. Le centre de gravité du reste du corps n'est donc pas situé au milieu du corps mais du côté opposé au genou en charge. Ramener ce centre de gravité au dessus du genou pour rétablir l'équilibre entraînerait une boîterie prononcée.

D'autre part, si le moyen fessier peut empêcher le bassin de basculer en dedans sur le fémur sous l'action du poids partiel du corps, il est anatomiquement impossible qu'il interdise au fémur de basculer en adduction sur le tibia puisqu'il ne prend pas insertion sur ce dernier. Il faut donc qu'une autre force équilibre le poids partiel du corps.

Enfin, l'observation des clichés radiographiques montre que le genou normal n'est pas sollicité en varum mais qu'il supporte régulièrement une charge bien centrée. Nous y reviendrons plus loin.

[1] Le centre de gravité de plusieurs surfaces désigne le centre géométrique de l'ensemble de ces surfaces. Il peut se trouver en dehors des surfaces elles-mêmes. Par exemple au genou le centre de gravité des surfaces portantes articulaires fémoro-tibiales se trouve au niveau des épines tibiales dans une zone non portante.

Bouillet et Van Gaver donnent certes trois schémas dans un plan sagittal (voir les figures 37, 38 et 39 des auteurs cités) pour expliquer l'action de la rotule. Mais ces schémas sont approximatifs et ne peuvent en aucune façon servir à analyser les forces exercées sur le genou dans le plan de profil.

Debrunner et Seewald (1964) étudient le genou en charge, dans le plan frontal. Ils reprennent les différentes positions successives de la marche. Mais la projection dans un seul plan des forces exercées sur l'articulation ne peut donner qu'une idée très incomplète de ce qui se passe durant la marche. En effet, la projection dans le plan frontal de la distance du genou à la ligne d'action de la force exercée par la masse du corps varie peu au cours du pas. Par contre la projection de cette distance dans le plan sagittal se modifie continuellement et de façon considérable. C'est pourquoi il faut analyser les forces dans l'espace ou, au moins, leur projection dans deux plans perpendiculaires.

Par ailleurs, Debrunner et Seewald écrivent que l'action du corps au sol et la réaction du sol au corps ne s'exercent pas suivant la même droite mais parallèlement l'une à l'autre. Ceci entraînerait selon eux un moment de flexion qui déchargerait le genou. «Die Durchführung der Konstruktion in allen 31 Gangphasen zeigt, daß die Kräfte fast nie ganz axial auf der Geraden zwischen Schwerpunkt und Unterstützungsfläche wirken, wie es bei einem gewöhnlichen umgekehrten Pendel der Fall wäre, sondern daß meistens ein gewisses entlastendes Drehmoment auftritt, wodurch die Belastungsachse von medial her etwas näher an das Knie herangerückt, allerdings nie bis zur Kniemitte (Abb. 7)».

Or, c'est un principe de mécanique élémentaire, chaque fois que l'action du corps et la réaction du sol ne s'exercent pas suivant la même direction, elles provoquent un couple de forces. Il ne peut alors y avoir équilibre et le sujet tombe ou tourne sur lui-même. Puisque l'équilibre est conservé en station debout comme pendant la marche, aucun couple n'est alors créé. En fait, durant la marche, comme l'a montré Fischer dès 1899, la ligne d'action de la masse du corps n'est pas verticale mais oblique. Elle résulte du jeu de la pesanteur et de forces fictives d'inertie. Elle passe par le centre de gravité du corps et par la surface d'appui du pied au sol. Action du corps et réaction du sol s'exercent bien dans cette direction, en sens opposés. Elles s'équilibrent. D'où la nécessité de revoir les conceptions de Debrunner et Seewald.

Shinno (1961, 1962, 1968) analyse les relations entre fémur, tibia, rotule et ménisques durant les mouvements du genou. Il calcule la force exercée par le poids du corps et celle que doivent développer les muscles pour maintenir l'équilibre lors de différentes positions statiques, allant de l'extension complète à l'accroupissement. Elles sont étudiées dans le plan sagittal. Mais il existe dans le texte et dans les figures de Shinno une confusion permanente entre vecteurs forces et vecteurs moments. Les forces sont mesurées tantôt en kg·m, tantôt en kg/m ou encore en kg. Ce manque de précision dans les dimensions des moments et des forces permet de douter de la valeur formelle des calculs. Par ailleurs, Shinno fait intervenir dans ceux-ci le poids du corps diminué des membres inférieurs pris en totalité. Le poids des cuisses est donc négligé. Or il n'est sûrement pas négligeable puisqu'il s'exerce sur les genoux. En position accroupie sur un seul pied, il faut en outre ajouter le poids de la jambe et du pied opposés, ce qu'a oublié l'auteur.

D'autre part, il est erroné de calculer la force supportée par la rotule en multipliant la force due à la masse du corps par la longueur du contact entre la rotule et les condyles fémoraux. «Oppressing power (*P*) against the patella in each flexed angle of the knee is calculated multiplying the pressing power *p* by the length of contact (*l*) between patella and femoral articular surfaces». En effet, la multiplication d'une force par une longueur n'a pas la dimension d'une force. Par ailleurs, la force exercée par le quadriceps pour équilibrer le poids du corps ne dépend pas uniquement de l'angle que forment la diaphyse du fémur et

celle du tibia, comme l'indique Shinno. En réalité, elle dépend du moment du poids partiel du corps et du bras de levier du quadriceps par rapport à l'axe de flexion du genou. Or Shinno ne tient aucun compte de ce bras de levier. Les conclusions de l'auteur sont évidemment erronées parce que les calculs qui y conduisent sont faux. Nous n'en prendrons comme preuve que le fait que, pour Shinno, la force résultante appuyant la rotule contre les condyles fémoraux n'est pas perpendiculaire aux surfaces portantes (voir les figures 8 et 9, p. 119, 1961 de l'auteur). C'est mécaniquement inconcevable dans des conditions d'équilibre puisque le frottement dans une articulation est pratiquement négligeable.

Enfin, Shinno décrit les contours articulaires fémoro-tibiaux et patello-fémoraux en contact lors du mouvement. Mais comme il ne délimite pas l'étendue des surfaces portantes de l'articulation, aucune déduction ne peut en être tirée.

Knese (1955) détermine les forces musculaires qui équilibrent le poids du corps. Il utilise un squelette dont la jambe est fixée rigidement à une large plaque de soutien, constituant en fait la base de sustentation. L'équilibre est réalisé par des ressorts métalliques remplaçant les muscles. Ainsi obtenu, il ne correspond cependant pas à la réalité. En effet, dans n'importe quelle position du sujet vivant, la ligne d'action de la masse du corps doit passer par la base de sustentation – en position monopodale, le pied en charge – sinon il n'y aurait pas d'équilibre et le sujet tomberait. Or dans les expériences de Knese, la ligne d'action du poids du corps ne passe pas nécessairement par le pied en charge mais peut croiser la plaque de soutien loin de celui-ci puisque la surface entière de cette plaque remplace la plante du pied comme base de sustentation. Ceci modifie complètement le système de forces par rapport à la réalité. Les mesures obtenues par Knese ne sont donc acceptables que dans les conditions de l'expérience. Il est impossible de les généraliser au genou de l'individu vivant.

Rabischong et al. (1970) mesurent la répartition des forces au niveau des condyles fémoraux en charge statique, en comprimant séparément des fémurs et des tibias suivant leur axe longitudinal. Mais les conditions de l'expérience ne correspondent nullement aux situations physiologiques, comme le prouvent leurs résultats. Les auteurs constatent en effet une surcharge du condyle fémoral latéral d'une part, du plateau tibial médial d'autre part. Or la mécanique exige que la force transmise par le condyle fémoral soit exactement celle que reçoit le plateau tibial correspondant. En fait, Rabischong et al. ont effectué des essais de résistance de matériau et des expériences de transmission de forces sur des pièces osseuses isolées, sans tenir compte de leurs fonctions réelles. Aucune conclusion pratique ne peut être tirée de ces travaux en ce qui concerne la physiologie du genou. Comme le font remarquer les auteurs eux-mêmes, les efforts musculaires et ligamentaires modifient complètement les données du problème tel qu'ils l'ont sommairement abordé. Nous verrons plus loin qu'il en est bien ainsi.

Kostuik et al. veulent déterminer le déplacement du centre des surfaces portantes du genou dû à une déformation en varum et en valgum. Pour créer un varum ou un valgum entre un fémur et un tibia de cadavre, ils basculent simplement le fémur sur le tibia en dedans ou en dehors. Dans ces conditions, seul le plateau tibial médial ou seul le plateau tibial latéral peut transmettre la charge exercée verticalement sur le fémur. Ces conditions ne correspondent évidemment pas du tout à la réalité clinique dans laquelle muscles, ligaments et modification du cartilage et de l'os interviennent.

Engin et Korde (1974) prétendent calculer les forces exercées sur le genou normal et sur le genou dévié en varum ou en valgum en négligeant l'action des muscles! «the action of muscle forces acting on the knee can now be neglected». Ils partent de mesures faites à partir de jauges de contraintes équipant fémur et tibia à distance du genou. Le système

est dévié en varum et en valgum comme celui des auteurs précédents. Les résultats sont donc sujets à la même critique.

Kettelkamp et Jacobs (1972) déterminent radiographiquement les surfaces de contact fémoro-tibiales de 5 en 5 degrés, entre l'extension complète et une flexion de 35°, l'articulation transmettant une charge de 3 à 5 kg. Mais en fait le genou transmet une charge beaucoup plus élevée, dépassant très probablement la centaine de kg chez l'individu normal. Cet ordre de grandeur est vraisemblable puisque l'on connaît la charge exercée sur la hanche (Pauwels, 1935). Les surfaces portantes articulaires doivent être plus étendues sous l'effet d'une telle force que dans les conditions de l'expérience de Kettelkamp et Jacobs. Braune et Fischer (1891) l'ont déjà démontré. Les images qu'ils ont publiées montrent un contact fémoro-tibial complètement différent suivant que l'articulation est comprimée ou ne l'est pas (voir les tableaux IX et X de Braune et Fischer). Pour déterminer l'étendue véritable des surfaces portantes entre fémur et tibia, l'expérimentation de Kettelkamp et Jacobs devra donc être répétée en soumettant l'articulation étudiée à une force de compression correspondant en ordre de grandeur et en situation à la charge physiologiquement supportée.

Walker et Hajek (1972) déterminent les surfaces portantes du genou en réalisant un moulage de l'articulation mise en compression. Ils y coulent du ciment après avoir excisé les ménisques car «Previous trials using polymethylmethacrylate and silicone casting materials showed that the menisci prevented a coherent cast shape from being obtained. Careful meniscectomy was therefore performed». Le moulage obtenu entoure bien les surfaces par lesquelles fémur et tibia sont alors en contact directement. Mais la nature fibro-cartilagineuse des ménisques permet d'affirmer que ceux-ci sont soumis à une compression dans l'axe longitudinal du tibia et à un étirement dans le plan des plateaux tibiaux. Comprimés entre fémur et tibia, les ménisques font donc partie des surfaces portantes du genou. Ainsi leur excision modifie artificiellement celles-ci. Par conséquent, les résultats de Walker et Hajek ne sont applicables qu'à des genoux méniscectomisés et ne peuvent être extrapolés à la physiologie normale de l'articulation intacte.

Plus récemment, Walker et Erkman (1975) ont mesuré les surfaces portantes du genou en présence des ménisques, sous des charges allant de 0 à 150 kg. Leurs résultats sont alors très proches des nôtres et, en gros, confirment ceux-ci (Maquet et al., 1975).

Reilly et Martens (1972) prétendent déterminer expérimentalement la force développée par le quadriceps et la force appliquant la rotule contre le fémur. Pour calculer la force exercée par le tendon rotulien pour étendre la jambe, ils effectuent l'équation des moments en assignant comme point d'origine des bras de levier un point fixe entre fémur et tibia («the point of application of the knee joint reaction force, is taken to be constant throughout the angles of flexion considered»). Ils estiment ensuite que la force exercée par le tendon rotulien est égale à celle développée par le quadriceps («the patellar tendon force can be assumed to be equal in magnitude to the quadriceps force»). En réalité, l'origine des bras de levier des forces impliquées dans l'extension et la flexion de la jambe sur la cuisse correspond à l'axe de flexion du genou. Cet axe change de position durant le mouvement (Fick, 1910), modifiant ainsi la longueur des bras de levier des forces dont la direction se modifie elle aussi. Par ailleurs, la force développée par le quadriceps et celle exercée par le tendon rotulien diffèrent l'une de l'autre car leurs bras de levier ne sont pas égaux et le rapport de l'un à l'autre varie au cours du mouvement. Il faut d'ailleurs noter que le bras de levier au bout duquel le tendon étend la jambe n'est pas le même que celui au bout duquel il agit sur la rotule, nous le verrons. C'est ce dernier qui doit intervenir dans l'équation entre moment rotulien et moment quadricipital. D'autre part, dans leur calcul du bras de levier du tendon rotulien, les auteurs utilisent une formule désignant un segment de droite qui ne correspond pas à ce bras de levier. Ces inexactitudes dans la

conception ne peuvent qu'entraîner des résultats qui ne reflètent pas la réalité.

De même Bandi (1972), dans son étude de l'arthrose patello-fémorale, confond le bras de levier au bout duquel le tendon rotulien agit sur le tibia et celui au bout duquel il agit sur la rotule. Lui aussi assigne à la force développée par le tendon rotulien la même grandeur qu'à celle développée par le quadriceps («$M_1 = M_2$»). Les résultats quantitatifs du travail de Bandi ne peuvent donc pas être plus exacts que ceux de Reilly et Martens.

Goodfellow et al. (1976) décrivent les surfaces portantes patello-fémorales obtenues par une méthode d'imprégnation pigmentaire. Le genou fléchi est mis en charge grâce à 3 à 10 kg suspendus à l'extrémité supérieure du fémur. Comme l'écrivent les auteurs, les surfaces portantes réelles, sous leur charge physiologique, présentent vraisemblablement la même localisation mais peuvent être plus étendues.

A notre connaissance, les analyses les plus cohérentes des forces exercées sur le genou ont été effectuées par Morrison (1968), ainsi que par Paul (1966, 1967, 1969). Ces auteurs mesurent les efforts exercés au sol par le sujet en marche grâce à la plate-forme de forces (ou dynamomètre) de Cunningham et Brown. Il s'agit d'une plaque non déformable, soutenue par 4 colonnes portant des jauges de contraintes. Celles-ci doivent permettre de mesurer 3 moments et 3 efforts, soit 6 paramètres.

L'étude d'un tel dispositif effectuée à la Faculté des Sciences Appliquées de Liège[2] montre que, déjà pour recueillir 2 paramètres, la sensibilité de la plate-forme n'est pas satisfaisante. En outre les interactions entre les 4 colonnes faussent les résultats et créent des artefacts. L'école liégeoise a remplacé les colonnes par des anneaux circulaires dans un premier modèle, octogonaux dans un deuxième. Certes cet artifice améliore très nettement la sensibilité du dispositif. Mais le problème des interactions persiste. Pratiquement il est impossible d'éliminer celles-ci. On en rencontre d'ailleurs d'autant plus qu'il y a plus de composantes à mesurer. On peut raisonnablement envisager des interactions de l'ordre de 10 à 20%, surtout prononcées pour les faibles valeurs de l'effort. Paul (1969) lui-même estime à plus ou moins 20% la marge d'erreur des résultats de la méthode qu'il utilise. Si toutes les causes d'inexactitude qui affectent ses techniques s'ajoutent, l'erreur peut, selon l'auteur, atteindre 60%.

Paul, ainsi d'ailleurs que Morrison, analyse ensuite, sur deux films cinématographiques impressionnés simultanément, les déplacements de repères lumineux fixés à différents endroits du membre inférieur. L'un et l'autre calculent d'abord l'accélération des différents repères en appliquant une formule destinée à lisser la courbe obtenue. Cependant Paul (1966, 1967) observe: «This procedure was adopted to obtain the accelerations, although Felkel has indicated the preferability of graphical smoothing of data followed by check integrations». Connaissant les accélérations dans trois plans de l'espace, perpendiculaires l'un à l'autre, il calcule ensuite les forces exercées par la jambe et le pied, ainsi que leurs moments. Pour ce calcul, Paul utilise les données du travail de Braune et Fischer («Using Braune and Fischer's coefficients C_1–C_4»),[3] bien que dans son introduction il conteste lui-même l'exactitude de ces chiffres («The accuracy of these figures cannot, therefore, be high»). De son propre aveu, les résultats de Paul sont quantitativement sujets à caution. Ayant ainsi approximativement mesuré les forces exercées au sol par l'ensemble du corps en mouvement et calculé les forces exercées par la jambe et le pied, Paul ne peut déduire avec une exactitude suffisante les forces exercées sur le genou.

Morrison (1970) accepte aussi des simplifications grossières. («The joint structures and function as defined in mathematical terms involved a degree of mechanical simplifica-

[2] J. Simonet, Communication personnelle.

[3] La lecture approfondie du travail de Braune et Fischer ne nous a pas permis d'y retrouver les «coefficients» cités par Paul.

tion»). Il considère comme fixe l'axe de flexion du genou. Or, comme Fick (1910) l'a montré, celui-ci se déplace de façon appréciable au cours du mouvement et de la marche. Il varie à chaque phase du pas. Morrison en outre accepte une ligne de contact entre condyles fémoraux et plateaux tibiaux. Il néglige les déplacements antéro-postérieurs de cette ligne au cours du mouvement («Anterior-posterior displacements of the line of contact from Z_s axis due to the rolling of the femoral condyles in extension were neglected»). Or les condyles fémoraux s'appuient sur les plateaux tibiaux par des surfaces portantes très variables en étendue et en situation au cours du pas.

Par ailleurs, dans le calcul des forces musculaires, Morrison (1968) néglige délibérément l'action du tenseur du fascia lata, du grand fessier et du poplité («Tensor fasciae latae and gluteus maximus which by tightening the iliotibial tract resist adduction of the knee, and popliteus which unlocks the knee joint at the beginning of flexion, do not fall naturally into any of the three groups and were omitted from the analysis»). Ces muscles interviennent sûrement dans l'équilibre du genou, comme Blaimont et al. (1971) l'ont particulièrement mis en évidence au niveau du tenseur du fascia lata, grâce à une étude électromyographique de la marche. Donc Morrison ne peut estimer quantitativement les forces qui s'exercent sur le genou.

Utilisant la technique de Paul et de Morrison, Harrington (1974) trouve qu'une plus grande partie de la force de compression fémoro-tibiale est transmise par la partie médiale du genou que par la partie latérale. («The greater proportion of total joint load is transmitted by the medial joint compartment in normal individuals»). Ce résultat du calcul ne correspond pas à l'aspect radiologique du genou normal. Les deux plateaux y sont en effet soulignés par une densité sous-chondrale d'égale épaisseur, suggérant une distribution égale de la pression articulaire, comme nous le verrons. Harrington, comme Morrison, néglige probablement l'action de plusieurs muscles, ce qui fausse ses résultats.

Husson (1973, 1974) et Menschik (1974, 1975) démontrent logiquement la cinématique compliquée du genou. Ils n'étudient cependant pas la sollicitation mécanique de l'articulation.

En résumé, il ressort de cette analyse critique que les travaux consacrés jusqu'ici à la mécanique du genou, ou ne présentent qu'un aspect incomplet du problème, ou se basent sur des interprétations erronées des faits observés, ou négligent des données anatomiques importantes, ou le plus souvent admettent des simplifications hasardeuses.

Nous en concluons qu'aucune analyse exhaustive de la sollicitation mécanique du genou normal et du genou arthrosique n'a encore été entreprise. C'est l'objet de nos recherches de tenter, dans la mesure du possible, de combler cette lacune.

Chapitre III. Techniques utilisées

Pour déterminer la sollicitation mécanique du genou, nous avons utilisé des techniques connues: calcul, arthrographie de pièces anatomiques, étude de modèles photoélastiques, observation clinique et radiographique des patients.

Les résultats obtenus par ces différents modes d'approche du problème, théorique, expérimental et pratique, se complètent et convergent, s'étayant et se confirmant l'un l'autre.

Dans ce chapitre, nous nous bornons à décrire les principes généraux des techniques employées. Celles-ci seront détaillées au fur et à mesure dans la suite du travail.

I. Calcul

Il n'est pas possible actuellement de mesurer directement les forces exercées sur le genou ni les contraintes qu'elles y provoquent. Théoriquement, ces dernières pourraient être enregistrées par des jauges de contraintes disposées dans l'articulation même ou à son voisinage immédiat.

D'une part, un tel dispositif n'est pas encore pratiquement réalisable. D'autre part, sa mise en place et sa présence influenceraient nécessairement le mouvement et fausseraient le jeu articulaire. Une prothèse remplaçant le genou et munie de jauges appropriées devrait permettre une mesure des contraintes. Mais, dans l'état actuel de nos techniques, le port d'une telle prothèse modifie complètement le jeu articulaire et par conséquent toute la marche. Les données ainsi recueillies ne correspondraient pas à la réalité physiologique.

Le poids de la partie du corps supportée par le genou en charge peut être effectivement déterminé. Mais le genou subit en outre des forces fictives d'inertie dues aux accélérations et décélérations de cette partie du corps. Pour mesurer directement ces accélérations, un accéléromètre devrait accompagner le centre de gravité de la masse partielle du corps (S_7 selon notre nomenclature, voir page 24).

Or, du fait des déplacements relatifs des membres, de la tête et du tronc, ce centre de gravité partiel S_7 est continuellement en mouvement et ne correspond pas à un endroit stable, anatomiquement fixé. L'accéléromètre devrait donc se déplacer, non seulement *avec* le corps qui se meut dans l'espace, mais encore *dans* le corps lui-même en marche. Ceci est évidemment irréalisable. Par conséquent, il n'est pas possible de mesurer directement les accélérations de S_7.

En fonction de ces limitations, la méthode la plus exacte pour déterminer les forces exercées sur le genou nous a paru être le calcul basé sur des observations précises analysant l'anatomie, la statique et la marche du sujet normal. Toutes ces données se trouvent dans la littérature. Elles sont notamment fournies par les travaux fondamentaux de Braune (1889, 1891, 1895) et Fischer (1889, 1891, 1895, 1899, 1901, 1903, 1904). Le calcul utilisé se base essentiellement sur des notions de trigonométrie et de géométrie analytique qui servent aux ingénieurs à définir les forces agissant sur un corps se mouvant dans l'espace.

II. Expérimentation sur pièces anatomiques

Pour connaître les contraintes provoquées dans l'articulation, il faut, outre les forces, déterminer les surfaces portantes articulaires.

Figure 1. Une isocline (en noir). A partir des isoclines les isostatiques ou trajectoires peuvent être dessinées

III. Modèles photo-élastiques

La répartition des contraintes dans le genou dépend, entre autres, de la forme des surfaces portantes. Celles-ci ne possédant pas un contour géométrique simple, le calcul théorique de la distribution des contraintes de contact et intérieures est non seulement difficile mais inabordable. Un procédé expérimental s'impose alors et c'est le procédé optique qui se base sur la photo-élasticimétrie qui semble le plus indiqué.

Celle-ci permet de relever la direction et la grandeur des deux contraintes principales en tout point, dans un modèle plan, homogène et isotrope, réprésentant une coupe correctement chargée de l'objet étudié. Il s'agit donc de la connaissance complète de l'état de contrainte dans toutes les régions de cette coupe; on peut notamment repérer la région la plus sollicitée et connaître la contrainte maximale. Celles-ci varient au cours du mouvement, d'où les difficultés que doit surmonter l'expérience.

Kettelkamp et Jacobs (1972) ont injecté un produit opaque dans des genoux de cadavres. Ils exercent ensuite une charge de 3 à 8 kg sur l'articulation qu'ils radiographient. Ils obtiennent une image des plateaux tibiaux où les surfaces de contact apparaissent claires, entourées de produit opaque. Ils répètent l'expérience dans 2 à 4 positions allant de l'extension complète à une flexion de 30°, par conséquent entre 185° et 155°. Nous avons complètement modifié leur méthode de façon à pouvoir soumettre le genou injecté de produit opaque à une charge connue du même ordre de grandeur que la charge physiologique. Les changements apportés à la technique de Kettelkamp et Jacobs nous permettent de mettre radiographiquement en évidence les surfaces portantes fémoro-tibiales dans différentes positions allant de l'extension complète du genou à la flexion complète.

Le mode expérimental sera décrit en détail (page 61).

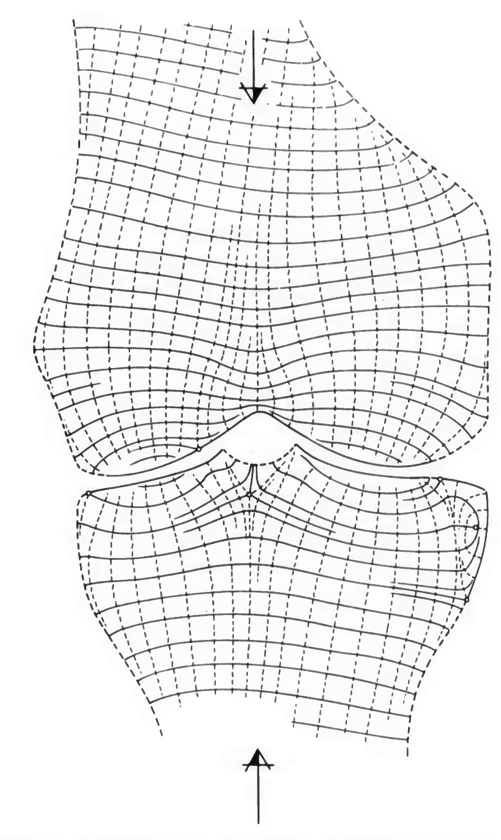


Figure 2. Réseau d'isostatiques, indiquant la direction des contraintes principales

A. Fondements théoriques de la photo-élasticimétrie

La photo-élasticimétrie utilise la biréfringence dite accidentelle (par opposition à celle des cristaux qui est permanente) qui apparaît dans tous les matériaux monoréfringents, transparents, lorsque ceux-ci sont chargés et donc soumis à des contraintes internes. Le verre possède cette propriété de manière modérée, la gélatine de façon très poussée; le plexiglas, l'araldite, les bakélites, la dékorite sont les matières le plus souvent utilisées pour la fabrication des modèles. Le modèle mis en charge et examiné en lumière polarisée se garnit de lignes continues, noires et colorées, qui fournissent toutes les indications voulues sur la direction des flux de forces et la grandeur des contraintes subies par le modèle.

A partir des lignes noires appelées isoclines (figure 1) apparaissant dans un type de modèle, il est possible de dessiner les isostatiques (figure 2) qui indiquent la direction du flux de forces ou des contraintes. Les lignes colorées apparaissant dans un autre type de modèle, les isochromes (figure 3), renseignent sur la valeur relative des contraintes.

Les bases du phénomène optique ont été résumées par Kummer (1956, 1959) s'appuyant sur l'ouvrage de L. Föppl et Mönch (1959). Depuis lors, le procédé photo-élastique s'est fort perfectionné et permet de résoudre le problème dans sa totalité en relevant un dernier réseau appelé réseau des isopaches (figure 4). La combinaison des isochromes et des isopaches permet de déduire la grandeur absolue des contraintes dans le modèle. L'ensemble du phénomène photo-élastique a été décrit par A. Pirard (1960).

Figure 3. Isochromes ou courbes d'égale différence entre les contraintes

Figure 4. Réseau d'isopaches ou courbes d'égale somme des contraintes principales

B. Historique

C'est Gebhardt (1911) qui le premier utilisa la photo-élasticité en biologie. Il examina un modèle en celluloïd d'un cartilage épiphysaire et traça les lignes qu'il considérait comme les

trajectoires de compression provoquées par la mise en charge. Mais, comme Pauwels (1960) l'a montré, les conditions de l'expérience de Gebhardt ne correspondaient pas à la sollicitation physiologique d'une articulation.

Gebhardt en effet chargea successivement différents points de la surface articulaire de son modèle. Il reporta ensuite dans le même dessin les trajectoires de compression obtenues successivement pour les différents endroits chargés. Il obtint ainsi des faisceaux de lignes se croisant à angle aigu et dont l'ensemble ne correspond évidemment pas à une image trajectorielle. En chargeant en même temps toute la surface libre de son modèle, il aurait obtenu une image complètement différente.

Milch (1940) publia des images photo-élastiques de modèles plastiques représentant l'extrémité supérieure du fémur, normale, pathologique ou transformée par des interventions chirurgicales. Ces images comportent des isochromes recouvertes d'isoclines. L'auteur considère ces lignes comme des trajectoires de contraintes et les compare directement aux clichés radiographiques. Le texte n'exprime pas clairement ce que sont les trajectoires de contraintes et à quoi elles correspondent.

C'est Pauwels (1940, 1946, 1950, 1965b) qui le premier a appliqué de façon indiscutable la méthode photo-élastique à l'anatomie fonctionnelle. Il étudia ainsi la distribution et la direction des contraintes dans l'os long et spécialement dans l'extrémité proximale du fémur.

C. Application et limites de la méthode

Un modèle plan correspondant à une pièce mécanique plane peut être analysé de manière rigoureuse par la photo-élasticimétrie et donner l'état de la pièce – tant qualitatif que quantitatif – de manière précise. La transposition du modèle à la pièce est tout à fait légitime car la solution du problème plan est indépendante du matériau lui-même. Seule la question des échelles (grandeur et force) intervient et est simple.

Le remplacement d'un os par une tranche plane sensiblement diamétrale ne donnerait de solution précise que s'il s'agissait d'un corps ayant une symétrie de révolution, ce qui n'est pas le cas. Cependant les images possèdent encore une valeur qualitative indéniable et fournissent même une bonne approximation quantitative.

Les expériences de photo-élasticité mettent en évidence la direction et la grandeur des contraintes. Elles peuvent donc être utilisées en anatomie fonctionnelle pour reconnaître et étudier les structures trajectorielles et pour déterminer relativement la distribution quantitative des contraintes à des niveaux différents de l'appareil de soutien.

Puisque le modèle est plan et son matériau homogène et isotrope, l'expérience donnera des renseigements sur des contraintes apparaissant dans une coupe d'un corps homogène et isotrope sollicité par une force agissant dans le plan de la coupe. La seule question à laquelle peut répondre une telle expérience est la suivante: la direction des éléments d'un organe (par exemple des travées dans l'os spongieux) correspond-elle à celle des trajectoires des contraintes dans une coupe du modèle, celui-ci présentant le même contour que l'organe étudié?

Il existe une autre possibilité d'exploiter la photo-élasticité. Dans certains cas compliqués, il n'est pas possible d'analyser avec certitude la sollicitation physiologique de l'organe étudié. On doit alors s'appuyer sur des hypothèses plus ou moins valables. Si dans ces cas le modèle laisse apparaître une image trajectorielle dans des conditions de mise en charge qui ne heurtent pas les éventualités théoriques et si l'image trajectorielle obtenue correspond à la structure de l'organe étudié, on peut en conclure que la sollicitation choisie expérimentalement correspond vraisemblablement à la sollicitation physiologique et que l'organe étudié présente une structure trajectorielle. En effet, la plupart des structures biologiques sont compliquées et de forme irrégulière. Par

ailleurs l'image trajectorielle n'est pas simple. Il est donc peu vraisemblable qu'une correspondance entre elles soit due au hasard. Par conséquent, les résultats de l'étude photoélastique doivent être considérés comme des indications importantes.

IV. Matériel clinique et radiographique

L'observation de patients gonarthrosiques d'abord, les résultats d'interventions chirurgicales basées sur des principes biomécaniques bien définis ensuite, peuvent seuls confirmer la valeur des études théorique conduites sur le genou. C'est pourquoi notre travail recourra à l'exploration clinique et radiologique de genoux normaux et de genoux arthrosiques, à l'analyse critique de l'état préopératoire et à celle des résultats postopératoires. Nous avons ainsi étudié plusieurs centaines de genoux normaux et arthrosiques.

Les signes cliniques subjectifs (douleur, résistance à la fatigue, fonction) et objectifs (mouvements, laxité ou stabilité) sont certes à considérer. Mais seule l'image radiographique traduit véritablement et objectivement la sollicitation mécanique. De ce fait, elle revêt pour notre analyse un aspect décisif. En effet, Pauwels (1950, 1973a) a montré que, pour une certaine grandeur des contraintes, résorption et formation de tissu osseux s'équilibrent. A un accroissement des contraintes correspond une augmentation de la formation d'os, à une diminution des contraintes une résorption d'os, de sorte qu'en chaque endroit du squelette, la quantité du tissu osseux est proportionnelle à la grandeur des contraintes. La forme du sourcil cotyloïdien illustre la loi de Pauwels. Cette forme correspond au contour du diagramme des contraintes. Mince ruban d'épaisseur égale dans la hanche normale, il devient plus épais en son centre lorsque le cartilage articulaire ne répartit plus normalement la pression. Il prend la forme d'un triangle latéral dans la coxarthrose subluxante, d'un triangle apposé au fond du cotyle dans la coxarthrose protrusive.

Après une opération chirurgicale (Pauwels I ou Pauwels II) qui réduit considérablement les contraintes de compression articulaires en les redistribuant sur de plus grandes surfaces portantes, le triangle dense disparaît et est remplacé par un sourcil d'épaisseur égale partout. C'est ce qui s'est produit chez la patiente de la figure 5, opérée à 54 ans et revue après 7 ans (cas personnel).

Le même phénomène s'observe au genou, où la forme des densités osseuses sous-chondrales permet de conclure à la distribution des contraintes dans l'articulation et à leur grandeur relative. La mise en évidence des densités sous-chondrales permet ainsi de prévoir l'apparition de la gonarthrose avant le pincement de l'interligne, de suivre son évolution et d'apprécier objectivement les résultats des interventions chirurgicales. C'est pourquoi nous utilisons systématiquement dans le corps du travail les résultats de l'exploration radiologique.

Comme nous y avons insisté déjà en 1963, seul l'examen radiographique du genou mis en charge montre une image s'approchant des conditions de la marche pendant laquelle la sollicitation de l'articulation est maximale. C'est la raison pour laquelle les clichés radiographiques de face utilisés pour ce travail ont été systématiquement réalisés chez le patient debout s'appuyant sur le genou étudié. Nous reviendrons d'ailleurs plus en détail sur la technique de l'examen radiographique après avoir analysé les bases mécaniques de la gonarthrose.

Pour faciliter la comparaison, tous les genoux de la partie théorique et la plupart de ceux de la partie thérapeutique sont présentés comme des genoux droits.

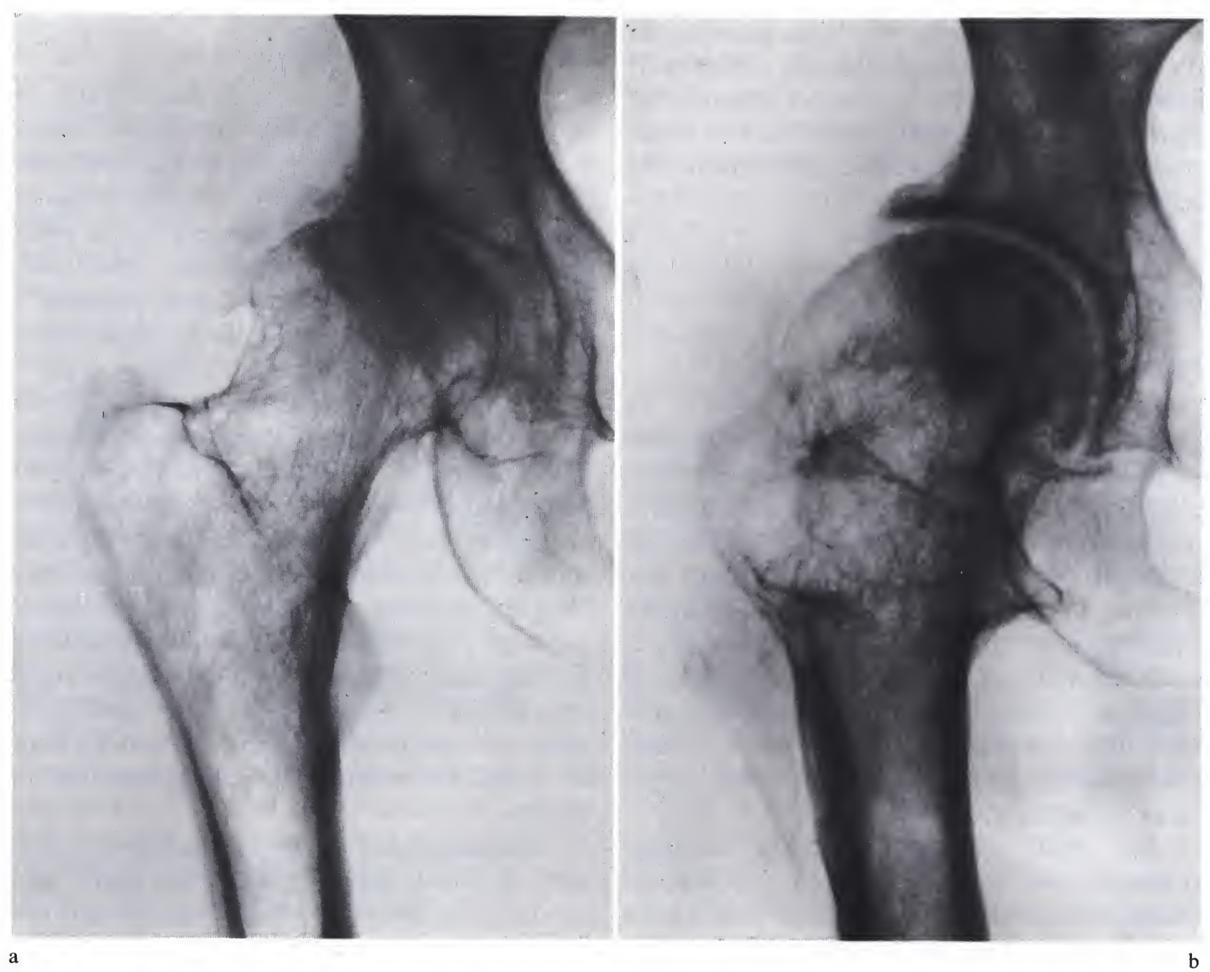


Figure 5a et b. Patiente de 54 ans avant (a) et 7 ans après (b) une ostéotomie intertrochantérienne qui a agrandi la surface portante articulaire. Avant l'opération (a), un triangle dense traduit la concentration de la pression augmentée au bord du cotyle. Après l'opération (b), le triangle est remplacé par une sclérose souschondrale d'épaisseur uniforme indiquant une distribution idéale de la pression articulaire

Chapitre IV. Mécanique du genou

En une brève introduction, nous tenterons de définir les notions de charge et de sollicitation mécanique à partir d'exemples théoriques simples, empruntés à la mécanique générale. Nous calculerons alors les forces qui s'exercent sur le genou dans différentes conditions. Nous mesurerons ensuite les surfaces articulaires qui transmettent la charge supportée. Connaissant cette dernière et l'étendue des surfaces portantes, nous en déduirons enfin la grandeur des contraintes de compression articulaires.

I. Charge et sollicitation mécanique

Avant d'aborder la mécanique du genou, analysons des exemples théoriques simples de matériau mis en charge. Les premiers de ces exemples sont empruntés aux travaux de Pauwels (1965).

A. Notions de charge et de contraintes. Modèles rigides

Soit une colonne homogène (figure 6a) supportant une charge extérieure de 100 kg, bien centrée. Cette charge déforme, en les comprimant, les petits éléments qui constituent la matière de la colonne et provoque dans celle-ci des déformations et des contraintes de compression *D*. Ces déformations et ces contraintes de compression constituent la *sollicitation mécanique* interne de la colonne. Elles représentent l'effet qu'exerce la force extérieure dans le matériau ou plutôt la réaction du matériau de la colonne à la force extérieure exercée sur celle-ci.

Dans le diagramme, la longueur des petites flèches indique la grandeur et la répartition des contraintes de compression dans une coupe de la colonne.

Une force extérieure agissant en traction tendrait à déformer en les étirant les petits éléments constituant la matière et provoquerait dans la colonne des contraintes de traction.

Les contraintes s'expriment en kg/cm^2, c'est-à-dire en unité de force par unité de surface. Dans le cas d'une section de 10 cm^2, elles valent 10 kg/cm^2.

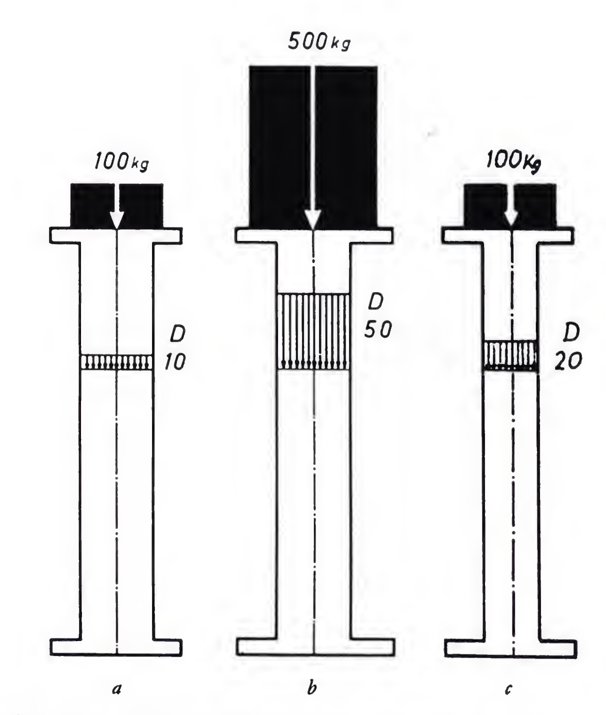


Figure 6a–c. Contraintes dans des colonnes supportant une charge agissant suivant l'axe de la colonne. *D*: contraintes de compression (d'après Pauwels, 1965)

La seconde colonne, identique à la première (figure 6b), supporte une charge de 500 kg, donc 5 fois plus élevée que la première. Les contraintes de compression augmentent proportionnellement à la charge. Elles valent 50 kg/cm².

La troisième colonne (figure 6c) supporte, comme la première, une charge de 100 kg. Mais elle plus mince: la surface de sa coupe est 2 fois plus petite. La charge de 100 kg provoque ici des contraintes de compression de 20 kg/cm². Ainsi les contraintes de compression dans la colonne sont inversement proportionnelles à la surface de la coupe de la colonne et directement proportionnelles à la charge qui les provoque.

La colonne (figure 7a) supporte une charge de 100 kg, mais cette charge a été déplacée vers la droite. La charge ainsi déplacée tend à infléchir la colonne vers la droite. De ce fait, la partie droite de la colonne est comprimée. Sa partie gauche est étirée. Ce petit déplacement de la charge augmente fortement les contraintes dans la colonne. Au bord, du côté de la charge, elles atteignent 50 kg/cm², autant que dans la colonne supportant une charge centrée de 500 kg.

Le déplacement de la charge entraîne une augmentation aussi élevée de la sollicitation parce qu'une charge excentrique provoque dans la colonne deux espèces de contraintes qui s'additionnent:

1. des contraintes de compression pure *D*; celles-ci ont la même valeur que dans la première colonne supportant une charge bien centrée; elles sont représentées dans le diagramme ①;

2. des contraintes de flexion. En effet, la charge excentrique tend à infléchir la colonne vers la droite. Elle provoque ainsi des contraintes de compression *D* à droite et des contraintes de traction *Z* à gauche. Ces contraintes de compression et de traction sont maximales à la périphérie. Elles diminuent pour devenir nulles au milieu de la colonne. Elles sont représentées dans le diagramme ②

Ces deux espèces de contraintes s'additionnent algébriquement, les contraintes de traction étant positives, les contraintes de compression négatives. Leur somme donne le diagramme résultant ③. Le matériau de la colonne doit pouvoir supporter les contraintes maximales, dans ce cas 50 kg/cm². Ce sont donc les contraintes maximales qui déterminent la résistance nécessaire de la colonne et le danger de rupture.

Si la charge est déplacée plus loin vers la droite (figure 8a), les contraintes de compression pure restent les mêmes, 10 kg/cm². Par contre, la sollicitation de la colonne en flexion augmente et, par conséquent, les contraintes de compression et de traction dues à cette sollicitation. La colonne supporte maintenant des contraintes maximales de 110 kg/cm².

Les contraintes de flexion sont beaucoup plus élevées que les contraintes de compression pure. D'autre part, elles s'élèvent fortement et très vite lorsque la charge s'éloigne de l'axe de la colonne. Par contre, les contraintes de compression pure restent constantes pour une même charge.

Ce sont donc essentiellement les contraintes de flexion qui déterminent la grandeur de la sollicitation et constituent le danger de rupture de la colonne.

La colonne (figure 8a) supporte une charge de 100 kg excentrique droite. La colonne (figure 8b) supporte la même charge de

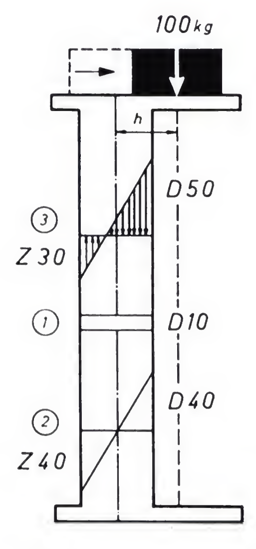


Figure 7. Contraintes dans une colonne excentriquement chargée. *D*: contraintes de compression. *Z*: contraintes de traction. Diagramme ①: contraintes de compression pure. Diagramme ②: contraintes de flexion. Diagramme ③: diagramme résultant de l'addition algébrique des contraintes des diagrammes ① et ② (d'après Pauwels, 1965)

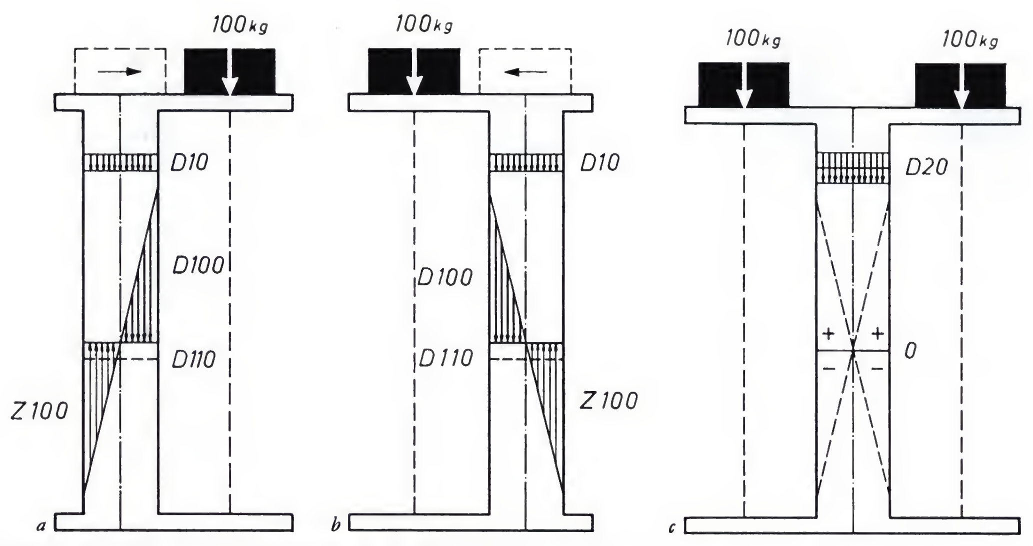


Figure 8a–c. Colonnes chargées excentriquement (a et b). Malgré une charge plus grande, les contraintes sont diminuées dans la colonne (c) (d'après Pauwels, 1965)

100 kg excentrique à la même distance à gauche. Les contraintes de compression pure et les contraintes de flexion y ont la même valeur que dans la colonne (figure 8a). Mais les contraintes de compression dues à la flexion se trouvent ici à gauche, celles de traction à droite. Si la colonne (figure 8c) supporte les deux charges de 100 kg, les contraintes de compression et les contraintes de traction dues à la flexion s'annulent réciproquement. Les contraintes de compression pure s'additionnent. Leur somme, 20 kg/cm², est cependant beaucoup moins élevée que les contraintes maximales, 110 kg/cm², dues à une seule charge excentrique. Bien que la charge ait augmenté, la sollicitation mécanique de la colonne a diminué. La sollicitation est réduite à moins de $^1/_5$ alors que la charge est doublée.

Lorsque la ligne d'action d'une force *R* exercée sur une colonne est inclinée d'un angle α par rapport à l'axe de cette dernière, la force de compression *R* peut être décomposée en un effort

$D = R \sin \alpha$, parallèle à l'axe de la colonne, et un effort

$S = R \cos \alpha$, perpendiculaire à l'axe de la colonne.

La composante *D* provoque une compression pure. La force *S*, appelée force de cisaillement, tend à faire glisser les unes sur les autres et à séparer les particules élémentaires constituant le matériau de la colonne. Elle provoque dans celle-ci des contraintes de cisaillement

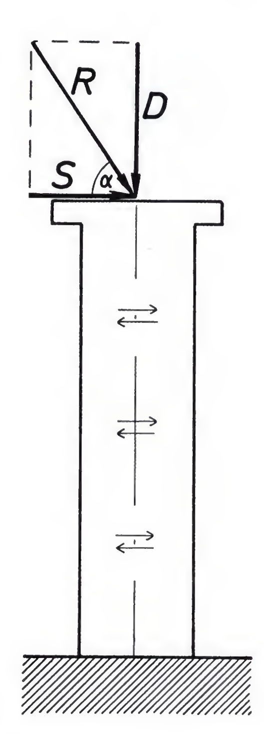


Figure 9. La force *R* agissant obliquement sur la colonne se décompose en une composante de compression $D = R \sin \alpha$ et une composante de cisaillement $S = R \cos \alpha$

évidemment proportionnelles à la grandeur de la force S.

Une force de compression agissant obliquement sur la colonne provoque donc dans celle-ci des contraintes de compression pure, des contraintes de flexion et des contraintes de cisaillement.

B. Modèles articulés

Considérons maintenant un modèle articulé. Il comprend deux colonnes superposées, s'articulant avec un frottement négligeable par une surface cylindrique concave vers le haut et une surface cylindrique convexe vers le bas.

1. Forces

Un poids P, bien centré sur la colonne supérieure, reste en équilibre (figure 10a). Un même poids P, excentrique, fait pivoter la colonne supérieure sur l'inférieure et bascule (figure 10b). Un contrepoids L, placé de l'autre côté de la colonne, peut assurer l'équilibre (figure 10c). Ce contrepoids sera tel que la résultante R des forces P et L passe par l'axe de rotation de l'articulation. La résultante R vaut la somme vectorielle des forces P et L et constitue donc la charge que supporte la colonne.

Le contrepoids L peut différer du poids P, mais leurs moments par rapport à l'axe de rotation doivent être égaux et de directions opposées (figure 11). Rappelons que le moment d'une force est le produit de la grandeur de la force par la longueur du bras de levier de cette force. Le bras de levier est la distance de l'axe de rotation à la ligne d'action de la force.

$$P \cdot a = L \cdot b.$$

Si le bras de levier b du contrepoids L est 2 fois plus long que celui a du poids P, pour qu'il y ait équilibre le contrepoids L ne doit valoir que la moitié du poids P. La résultante R est donc diminuée (figure 11a). Si le bras de levier b du contrepoids L est 2 fois plus court que celui a du poids P, l'équilibre exige que L vaille 2 fois P. La résultante R est alors augmentée (figure 11b).

Inversement, si le poids est rapproché de la colonne, le contrepoids nécessaire devient plus petit et la charge R est diminuée (fi-

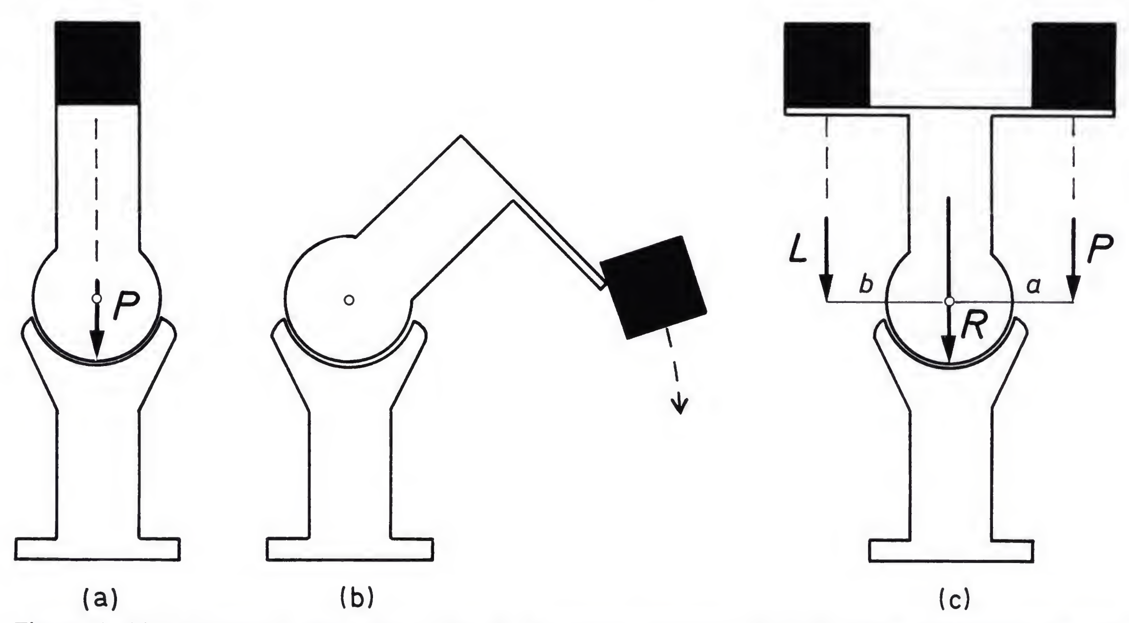


Figure 10. (a) La charge P agit suivant l'axe de la colonne articulée. (b) Une charge excentrique bascule. (c) Un contrepoids L équilibre le poids P. La colonne supporte maintenant la somme vectorielle R des forces P et L

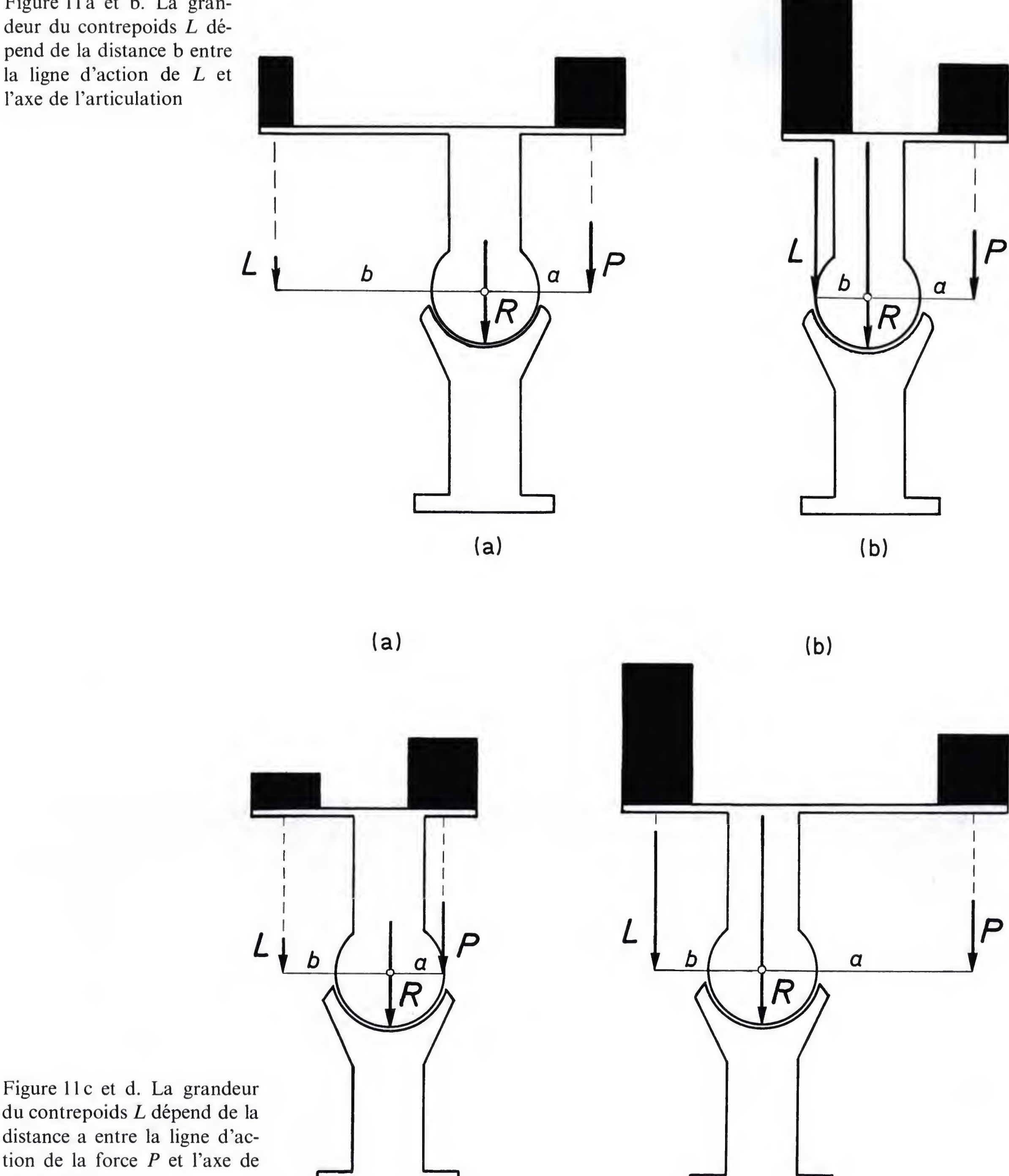


Figure 11 a et b. La grandeur du contrepoids *L* dépend de la distance b entre la ligne d'action de *L* et l'axe de l'articulation

Figure 11 c et d. La grandeur du contrepoids *L* dépend de la distance a entre la ligne d'action de la force *P* et l'axe de l'articulation

gure 11 c). S'il est éloigné de la colonne, le contrepoids doit être plus grand et la charge *R* est augmentée (figure 11 d).

Un cordage tendu peut remplacer le contrepoids *L* (figure 12). C'est un hauban. Pour qu'il y ait équilibre, ce hauban doit développer la même force que le contrepoids qu'il remplace.

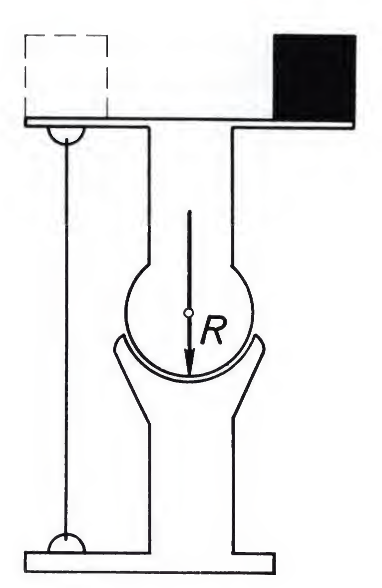


Figure 12. Un hauban peut remplacer le contrepoids

2. Contraintes de contact

Sous l'effet de la charge R (figure 13), les contraintes de contact dans l'articulation ne peuvent être que des compressions σ_D. Une articulation cylindrique (ou sphérique) sans frottement ne peut transmettre qu'un effort R dont la ligne d'action passe par son axe (ou centre de la sphère) et qui se distribue sur la surface de contact. Ces compressions de contact constituent la *sollicitation mécanique* de l'articulation. Elles sont évidemment proportionnelles à la grandeur de la charge R et grossièrement inversement proportionnelles à l'étendue des surfaces portantes.

Le diagramme de répartition des contraintes de contact de la figure 13a présente une forme en cupule, le maximum se trouvant au centre et les contraintes diminuant vers la périphérie. La forme de la cupule est influencée par le rayon des cylindres, voire des sphères, constituant l'articulation et par un coefficient d'élasticité propre à chaque matériau.

Si la ligne d'action de R ne se dispose plus symétriquement comme dans le cas de la figure 13a, mais est basculée de plus en plus comme l'indiquent les figures 13b et 13c, le diagramme de σ_D évolue. Son maximum glisse vers le bord de la surface de contact, dans le même sens que la force, et il augmente de plus en plus.

Réalisons à présent la jonction des deux corps au moyen de deux surfaces cylindriques, voire sphériques, disposées symétriquement, les surfaces de contact étant séparées par un intervalle non portant, comme indiqué dans les figures 14. Il y a cette fois deux centres de courbure O_1 et O_2. Si la force R agit symétriquement comme dans le cas de la figure 14a, le diagramme des contraintes de contact présente deux cupules symétriques. Si la force R est déplacée latéralement vers O_2 par exemple (figure 14b), sa ligne d'action restant toutefois entre O_1 et O_2, l'équilibre existe encore. Les contraintes de contact ne sont évidemment plus symétriques. Les compressions articulaires σ_D seront maximales du côté vers lequel R s'est déplacée et minimales de l'autre côté. Le maximum de σ_D s'est, de plus, considérablement élevé. Le passage de R par O_2 est une position limite d'équilibre pour laquelle il n'y a plus qu'une seule cupule de valeur importante. Quand R dépasse O_2 (figure 14c), l'équilibre est rompu. La partie supérieure bascule autour de O_2 comme l'indique la figure. Le même phénomène se produirait pour le déplacement de R vers O_1, puis au-delà.

L'étude photo-élastique du cas qui vient d'être traité illustre bien la distribution des contraintes de contact (figure 15). En a, le modèle supporte une charge centrée, représentée par la flèche blanche. Cette charge fait apparaître en lumière blanche des lignes colorées, en lumière monochromatique des lignes noires, dites isochromes, qui sont en nombre égal dans les parties droite et gauche. Ces lignes permettent de connaître les diagrammes des deux cupules identiques et le maximum de σ_D. En b, la charge est excentrique. Son déplacement vers la droite a diminué le nombre d'isochromes dans la partie gauche du modèle (ordre 2) et a augmenté celui de la partie droite (ordre 7). Il est donc possible de mesurer le rapport entre les contraintes de compression. En c, le cas limite est presque atteint: les isochromes atteignent l'ordre 8 dans la moité droite du modèle et seulement l'ordre 1 dans la moitié gauche.

Figure 13a–c. La distribution des contraintes dépend de la ligne d'action de la charge *R* (redessiné d'après Pauwels, 1967)

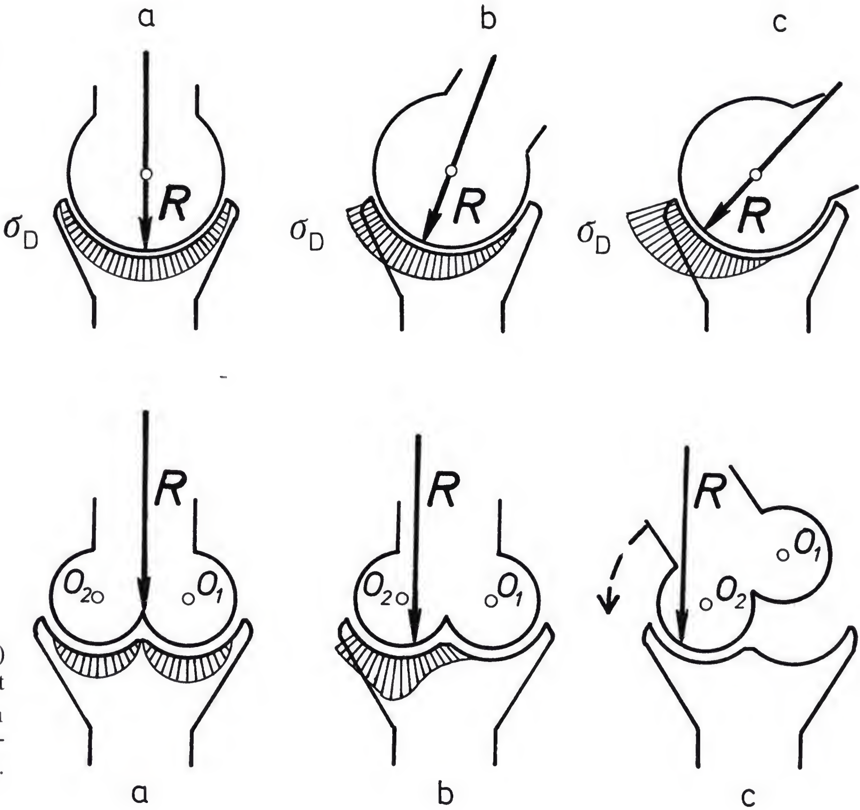


Figure 14. (a) Charge centrée. (b) Charge excentrique mais agissant entre les centres de courbure O_1 et O_2. (c) Charge agissant en dehors du centre de courbure O_2. L'équilibre est rompu

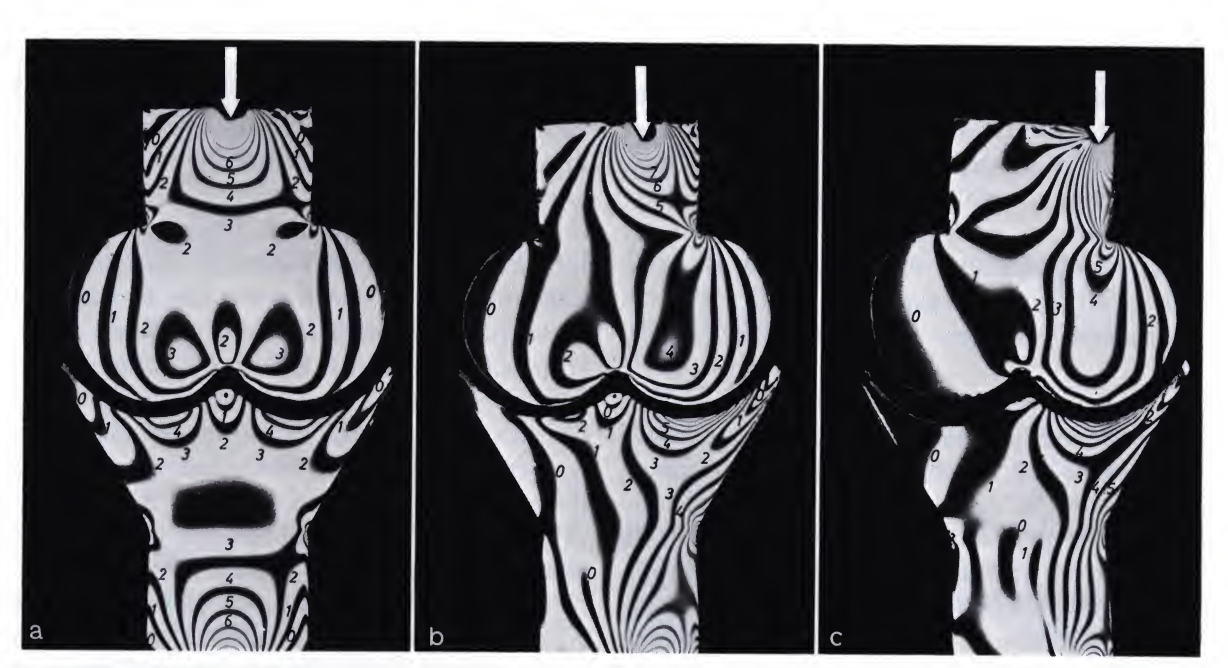


Figure 15a–c. Modèle photo-élastique. La ligne blanche représente la charge. (a) Charge centrée. (b) Charge excentrique vers la droite. (c) Charge agissant à l'aplomb du centre de courbure de la moitié droite de l'articulation

II. Sollicitation mécanique du genou

D'une manière générale, les os et cartilages constituant une articulation subissent une sollicitation en compression. Les ligaments périarticulaires sont sollicités passivement en traction. Ce sont des structures fibreuses capables de résister à des efforts très élevés mais de brève durée. Par leur contraction, les muscles participent activement à la genèse de ces sollicitations.

A. Forces exercées sur le genou

En position couchée, la sollicitation du genou provient uniquement de forces musculaires. De ce fait elle ne peut être déterminée dans l'état actuel de nos connaissances.

En position debout et durant la marche, le genou supporte le poids d'une partie du corps. Lorsque la ligne d'action de la force développée par cette partie du corps ne croise pas le centre du genou, des forces musculaires doivent entrer en jeu pour maintenir l'équilibre. Les forces dues à la masse du corps supportée peuvent être calculées avec précision si l'on connaît le poids du corps et de ses différentes parties, la situation de leurs centres de gravité et les déplacements de ces derniers. Les forces musculaires se déduisent mathématiquement avec une bonne approximation en exprimant l'équilibre dynamique des diverses parties du corps. Elles doivent en effet intervenir automatiquement pour assurer cet équilibre.

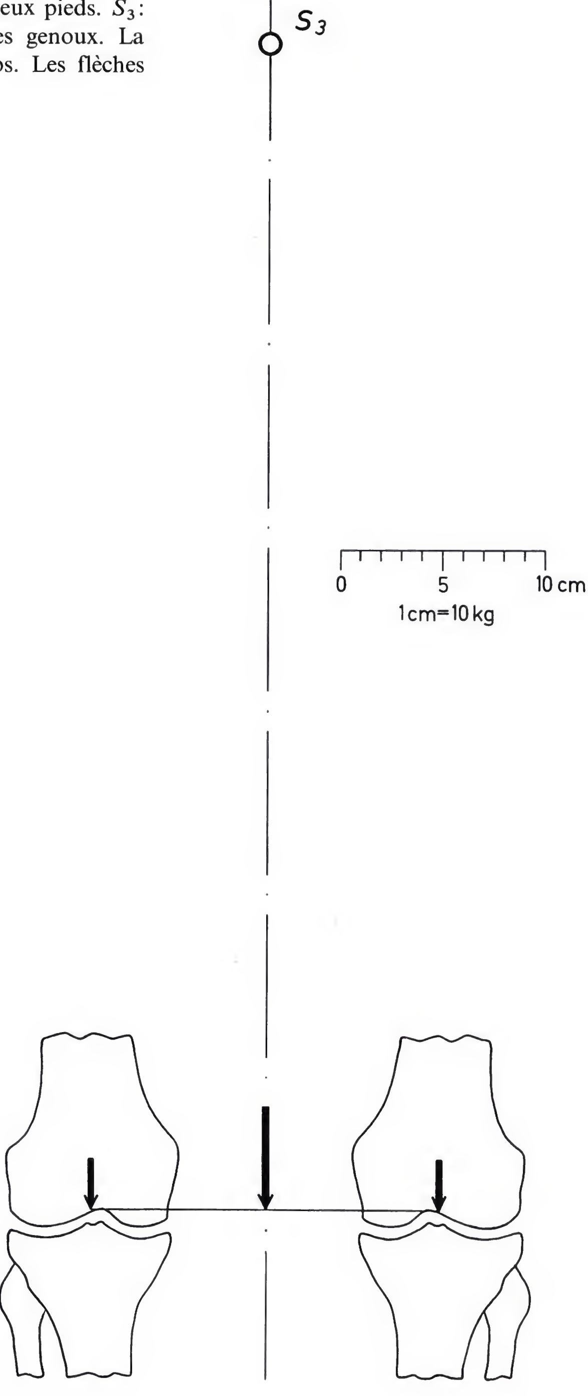
La sollicitation mécanique du genou sera d'abord étudiée en station debout avec appui symétrique sur les deux membres inférieurs, puis en station debout sur un pied, et ensuite durant les phases d'appui monopodal de la marche. Suivant l'exemple de Pauwels (1935), notre analyse est basée sur les données fournies par Braune et Fischer dans leur ouvrage sur les centres de gravité et dans celui sur la marche. Travaillant sur des cadavres congelés, Braune et Fischer (1889) ont d'abord déterminé les centres de gravité du corps vivant et de ses différentes parties et les ont localisés dans un système de coordonnées x, y, z, dans 3 plans rectangulaires: un plan vertical frontal zy, un plan vertical sagittal zx et un plan horizontal xy. A partir de photographies de sujets en marche, ils ont ensuite, dans ce système de coordonnées, analysé avec une extrême précision les mouvements des centres de gravité, total et partiels, et ceux des articulations (1895 à 1904). Nous utiliserons aussi les données de Fick (1910) sur les centres de flexion successifs du genou et les travaux de Johnston et Smidt (1969) indiquant la rotation du fémur sur son axe longitudinal durant la marche.

1. Force exercée sur le genou lors de la station debout avec appui symétrique sur les deux membres inférieurs

En station debout sur les deux pieds, les genoux supportent une partie du corps, celle qui se trouve au dessus d'eux (figure 16). Son poids peut être facilement calculé en additionnant les poids de la tête, du tronc, des membres supérieurs et des cuisses. Pour le sujet I de Braune et Fischer (d'un poids total de 58,700 kg), cette partie du corps pèse 50,420 kg (85,6% du poids du corps). On peut imaginer ce poids concentré en son centre de gravité S_3. Celui-ci se trouve à hauteur de la 3ème vertèbre lombaire. Dans le plan frontal, la charge S_3 est supportée par le bassin agissant comme une traverse qui la transmet au sol par l'intermédiaire de deux piliers symétriques, les membres inférieurs. Ceux-ci sont articulés et la charge est transmise par les os des cuisses et des jambes, par les deux hanches, les deux genoux et les deux chevilles. Projetés dans un plan frontal, les centres de ces trois articulations se trouvent sur une même droite passant par la base de sustentation.

Dans le plan sagittal, le centre de gravité S_3 se trouve aussi sur ou près d'une verticale passant par le centre de rotation de l'articulation de la hanche, par l'axe de flexion du ge-

Figure 16. Position debout avec appui symétrique sur les deux pieds. S_3: centre de gravité de la partie du corps supportée par les genoux. La flèche centrale représente le poids de cette partie du corps. Les flèches latérales indiquent la force supportée par chaque genou



nou et par celui de la cheville. Dans ces conditions, l'effort musculaire nécessaire pour maintenir l'équilibre (instable) est théoriquement négligeable.

Si l'appui est symétrique, la charge en S_3 se répartit également entre les deux genoux. Sa direction est verticale. Ainsi, en position debout avec appui symétrique sur les deux pieds, chaque genou du sujet I de Braune et Fischer, pesant 58,700 kg, supporte une charge verticale de 25,210 kg, c-à-d. à peu près 43% du poids du corps.

2. Forces exercées sur le genou lors de la station debout avec appui sur un seul membre inférieur

Lorsque le sujet se tient debout sur un pied, le genou en charge supporte la tête, le tronc, les membres supérieurs, la cuisse en charge et tout le membre inférieur opposé. La masse de cette partie du corps peut être considérée comme concentrée en son centre de gravité S_7 (figure 17). S_7 est distinct du centre de gravité S_6 de tout le corps. Le poids de la masse du corps supportée par le genou en charge sera désigné par P. Il peut être facilement calculé en additionnant le poids des parties du corps qui constituent cette masse. Pour le sujet I de Braune et Fischer (poids total 58,700 kg):

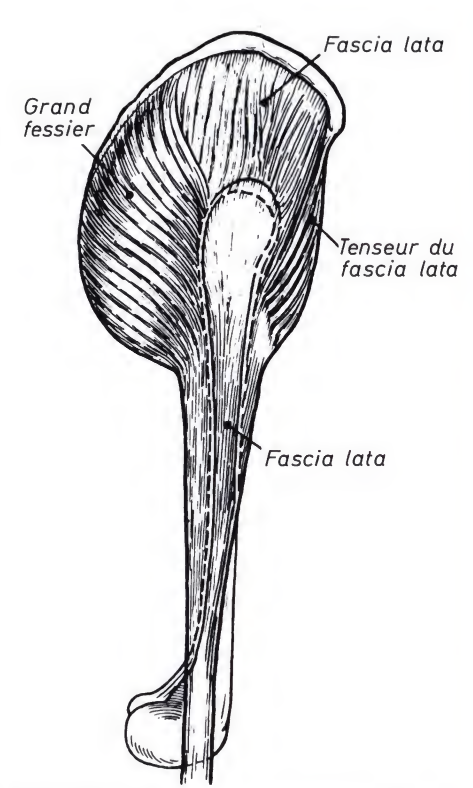


Figure 18. Le deltoïde pelvien ou hauban musculaire latéral (redessiné d'après Henry, 1959)

Tête	4,140
Tronc	25,060
Membres supérieurs	7,620
Cuisse	6,800
Membre inf. opposé	10,940
	54,560 kg

soit 92,95% du poids du corps.

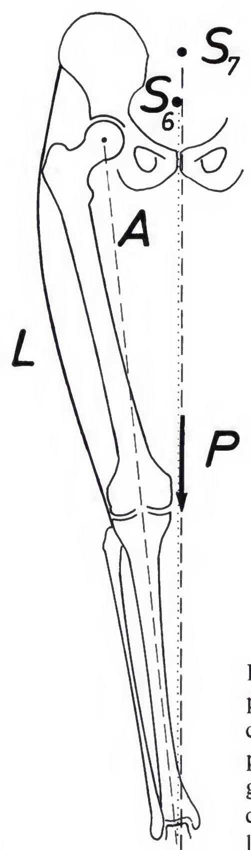


Figure 17. Position debout sur un pied. S_6: centre de gravité du corps. S_7: centre de gravité de la partie du corps supportée par le genou. P: poids de cette partie du corps. L: hauban musculaire équilibrant P. A: axe dit mécanique du membre

Dans un but didactique, l'action du poids partiel P sur le genou sera d'abord analysée dans un plan frontal, puis dans un plan sagittal. Dans chacun de ces plans, les forces qui interviennent correspondent respectivement à la projection frontale et à la projection sagittale des forces agissant dans l'espace.

a) Plan frontal

Le poids P ne s'exerce pas à l'aplomb mais en dedans du genou normal. Il doit être équilibré par une force latérale L qui empêche le

basculement du fémur en dedans sur le tibia (figure 17). En station debout sur un seul pied, le hauban latéral L est essentiellement constitué par le deltoïde pelvien: le grand fessier, le tenseur du fascia lata et le tractus ilio-tibial (figure 18). Le deltoïde pelvien intervient aussi dans l'équilibre de la hanche. Il ponte celle-ci et le genou. Sa tension est déterminée par les conditions d'équilibre au niveau des deux articulations.

Le genou supporte donc les forces P et L (figure 19). Leur somme vectorielle ou résultante R doit, pour des raisons d'équilibre, s'exercer entre les centres de courbure O_1 du condyle médial et O_2 du condyle latéral. La grandeur et la direction de la résultante R peuvent se calculer pour un genou normal.

Le sujet I de Braune et Fischer, debout, s'appuyant sur un seul pied, est dessiné dans le système de coordonnées. Son centre de gravité S_6 se trouve à la verticale de la base de sustentation, le pied en charge. Ses coordonnées sont $y_6=0$, $z_6=93$ cm.

Le poids partiel P s'exerce suivant la verticale abaissée du centre de gravité S_7 dont les coordonnées peuvent être calculées à partir des données de Braune et Fischer introduites dans les équations:

$$P_6 \cdot y_{S_6} - P_J \cdot y_J = P \cdot y_{S_7}, \quad y_{S_7} = \frac{P_6 \cdot y_{S_6} - P_J \cdot y_J}{P},$$

$$P_6 \cdot z_{S_6} - P_J \cdot z_J = P \cdot z_{S_7}, \quad z_{S_7} = \frac{P_6 \cdot z_{S_6} - P_J \cdot z_J}{P}$$

où P_6 = poids total du corps.

P = poids du corps diminué de la jambe et du pied en charge, c'est-à-dire poids exercé sur le genou droit.
y_{S_7} = coordonnée y du centre de gravité partiel S_7.
z_{S_7} = coordonnée z du centre de gravité partiel S_7.
P_J = poids de la jambe et du pied en charge.
y_J = coordonnée y du centre de gravité de la jambe et du pied en charge.
z_J = coordonnée z du centre de gravité de la jambe et du pied en charge.

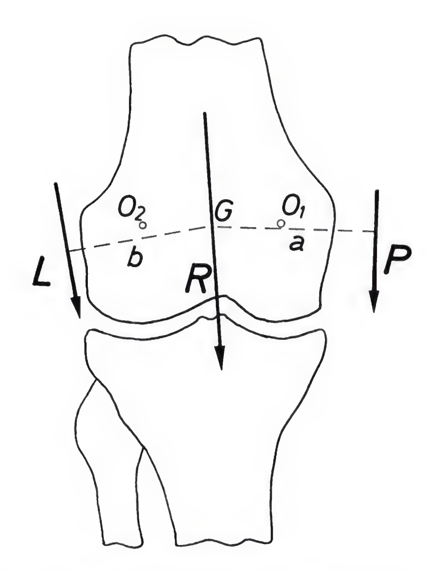


Figure 19. Genou en charge projeté dans un plan frontal. P: poids de la partie du corps supportée par le genou. L: hauban musculaire latéral. a: bras de levier de P. b: bras de levier de L. R: résultante de P et de L. O_1: centre de courbure du condyle médial. O_2: centre de courbure du condyle latéral. G: point central sur l'axe de flexion du genou

$y_{S_7} = -0{,}30$ cm. $\quad z_{S_7} = 98{,}27$ cm.

Pour le sujet I, debout sur le pied droit, le centre de gravité partiel S_7 se trouve donc 0,30 cm à gauche du centre de gravité S_6 du corps entier et 5,27 cm plus haut.

Le poids P s'exerce suivant la verticale abaissée de S_7. Il agit excentriquement sur le genou au bout du bras de levier a (figure 19). Celui-ci est la distance entre la verticale abaissée de S_7 et un point central G sur l'axe de flexion du genou. Nous justifierons ultérieurement le choix du point G comme origine des bras de levier (page 70).

La ligne d'action de la force musculaire L est déduite d'études anatomiques. La perpendiculaire abaissée du centre G de l'axe de flexion du genou sur la direction de la force L représente le bras de levier b de L.

La grandeur de L se détermine aisément:

$$L = P \cdot \frac{a}{b}.$$

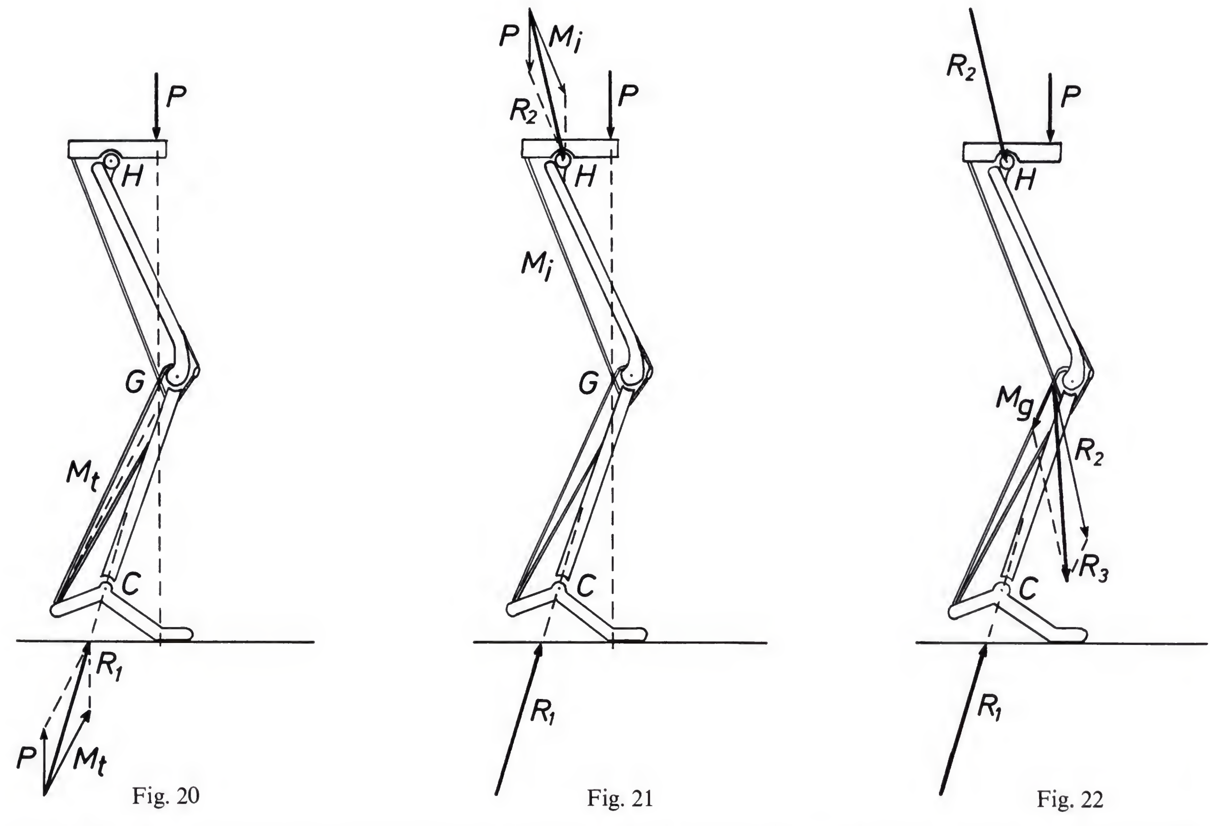


Figure 20. * Phase monopodale: projection dans le plan sagittal. P: poids du corps. H: hanche. G: genou. C: cheville. M_t: triceps sural. R_1: résultante de P et M_t

Figure 21. * M_i: muscles ischio-jambiers. R_2: résultante de P et M_i

Figure 22. * M_g: jumeaux. R_3: résultante de R_2 et de M_g

Figure 23. * P_a: tendon rotulien. R_4: résultante de R_3 et de P_a

* Les figures 20–24, 26 proviennent de la décomposition des forces dans une figure empruntée à Kummer, 1962

La construction du parallélogramme des forces donne graphiquement la grandeur et la direction de la résultante R. Celles-ci peuvent aussi se calculer:

$$R = \sqrt{P^2 + L^2 + 2P \cdot L \cdot \cos\psi}.$$

L'angle ψ est l'angle aigu formé par les lignes d'action des forces P et L.

La direction de la résultante R s'obtient par l'équation:

$$\sin(\widehat{P \cdot R}) = \frac{L}{R} \sin\psi$$

$(\widehat{P.R.})$ est l'angle formé par les lignes d'action de la force P et de la résultante R.

Si la résultante R s'exerce au centre de

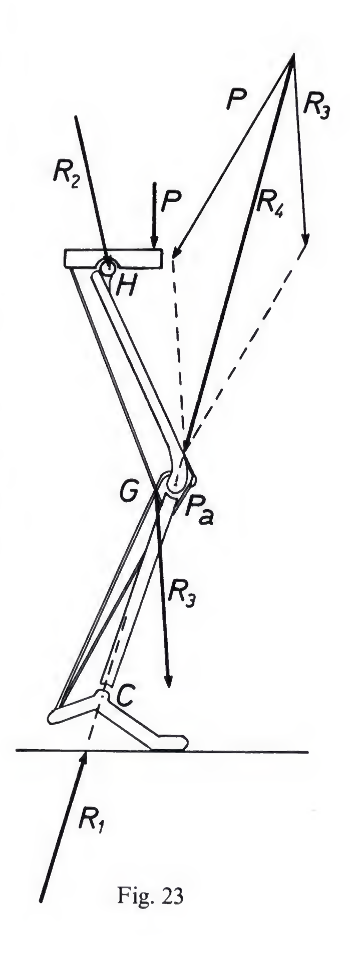


Fig. 23

gravité des surfaces portantes articulaires (voir plus loin), elle vaut 126,824 kg chez l'individu étudié et est inclinée de 5° sur la verticale.

En position debout sur un pied, avec distribution égale de la pression sur les surfaces portantes articulaires, le genou en charge d'un sujet de 58,700 kg supporte donc une charge de 126,824 kg, soit à peu près deux fois le poids du corps. Cette force est inclinée d'environ 5° sur la verticale.

b) Plan sagittal

Pour l'analyse schématique dans le plan sagittal, nous choisirons une position légèrement fléchie des articulations du membre inférieur (Kummer, 1962). Cette position permettra de donner une idée de l'interaction des forces entre elles et sur les articulations en charge. La verticale abaissée du centre de gravité du corps passe aussi par le centre de gravité partiel S_7. Elle traverse la base de sustentation, l'avant-pied dans la position choisie (figure 20). Le poids du corps P fléchirait en avant la jambe sur le pied s'il n'était équilibré par le triceps sural M_t. La résultante R_1 de ces deux forces passe nécessairement par l'axe de flexion de la cheville, puisqu'il y a équilibre. De même, le poids du corps P tend à faire basculer le bassin en avant (figure 21). Il est équilibré par les muscles ischio-jambiers M_i. La résultante R_2 des deux forces P et M_i croise le centre de la tête fémorale et se continue en arrière du genou. Composée avec la traction M_g des jumeaux, elle tend à fléchir le genou: force R_3 (figure 22). L'équilibre requiert une force s'exerçant devant le genou. Elle est fournie par le tendon rotulien P_a, tendu. La résultante R_4 des forces P_a et R_3 passe nécessairement par l'axe de flexion du genou (figure 23). La

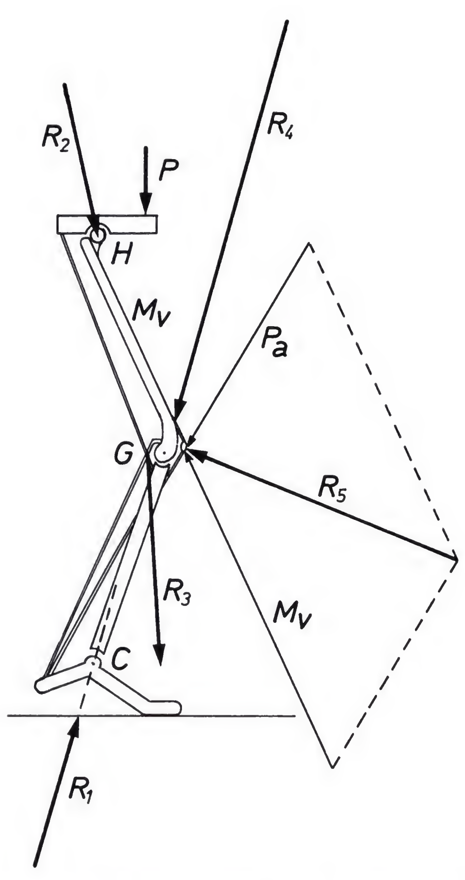


Figure 24. * M_v: quadriceps. R_5: résultante de P_a et de M_v

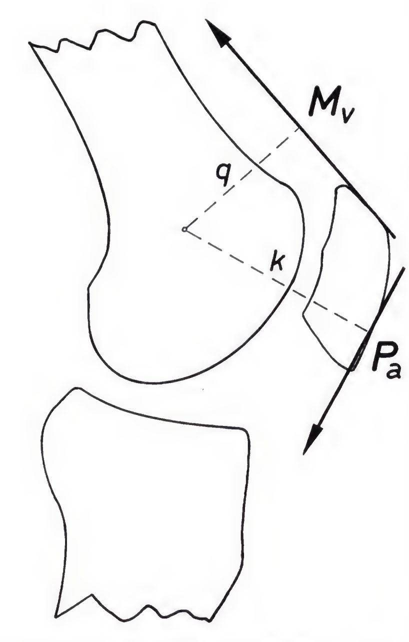


Figure 25. M_v: quadriceps. P_a: tendon rotulien. q: bras de levier de M_v. k: bras de levier de P_a

rotule gardant son orientation et sa distance par rapport aux tibia et fémur, la force P_a équilibre l'effort M_v du quadriceps (figure 24). Leurs moments sont égaux et de sens opposés:

$$M_v \cdot p = P_a \cdot k.$$

Le bras de levier q de la force M_v est la distance entre cette force et le centre de courbure des surfaces de contact entre rotule et fémur (figure 25). Le bras de levier k est la distance entre P_a et ce centre de courbure. La résultante R_5 des deux forces P_a et M_v presse la rotule contre les condyles fémoraux (figure 24).

Les forces R_4 et R_5 créent des contraintes de compression dans les articulations fémoro-tibiale et patello-fémorale (figure 26).

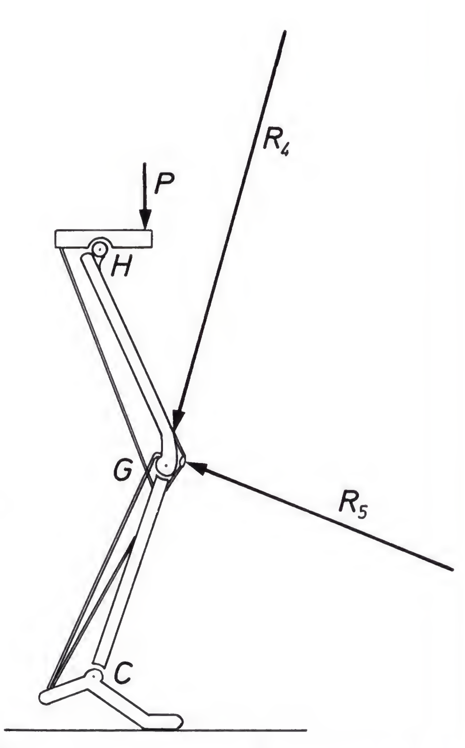


Figure 26. * Forces de compression fémoro-tibiale R_4 et patello-fémorale R_5

3. Forces exercées sur le genou durant la marche

Lors de la marche, le centre de gravité S_6 du poids du corps ne se trouve pratiquement jamais à l'aplomb de la base de sustentation que constitue le pied en charge (figure 27). Il se trouve en avant, en arrière ou en dedans du pied. L'équilibre dynamique est assuré par des forces fictives d'inertie provenant des accélérations et décélérations de la masse du corps que l'on peut imaginer concentrée en S_6. Il s'agit bien d'un équilibre dynamique puisqu'il y a mouvement. Le pied transmet au sol la résultante R du poids du corps et des forces fictives d'inertie. V représente la somme algébrique du poids du corps et de la composante verticale des forces fictives d'inertie, H la composante horizontale des forces fictives d'inertie. La ligne d'action de la résultante R passe par le centre de gravité S_6 et par l'appui au sol. La réaction R' du sol est égale mais directement opposée à R. Elle peut aussi se décomposer en une force horizontale H' et une verticale V'.

Lors de la marche, le genou du membre en charge supporte la même partie du corps qu'en station debout sur un pied: tête, tronc, membres supérieurs, cuisse en charge, membre inférieur opposé. On peut imaginer la masse de cette partie du corps comme concentrée en son centre de gravité S_7. Celui-ci se déplace continuellement dans les trois plans de l'espace. Les accélérations et décélérations de la masse S_7 provoquent des force fictives d'inertie. La masse S_7 exerce donc sur le genou en charge non seulement son poids mais aussi des forces fictives d'inertie. L'ensemble de ces forces sera désigné par P.

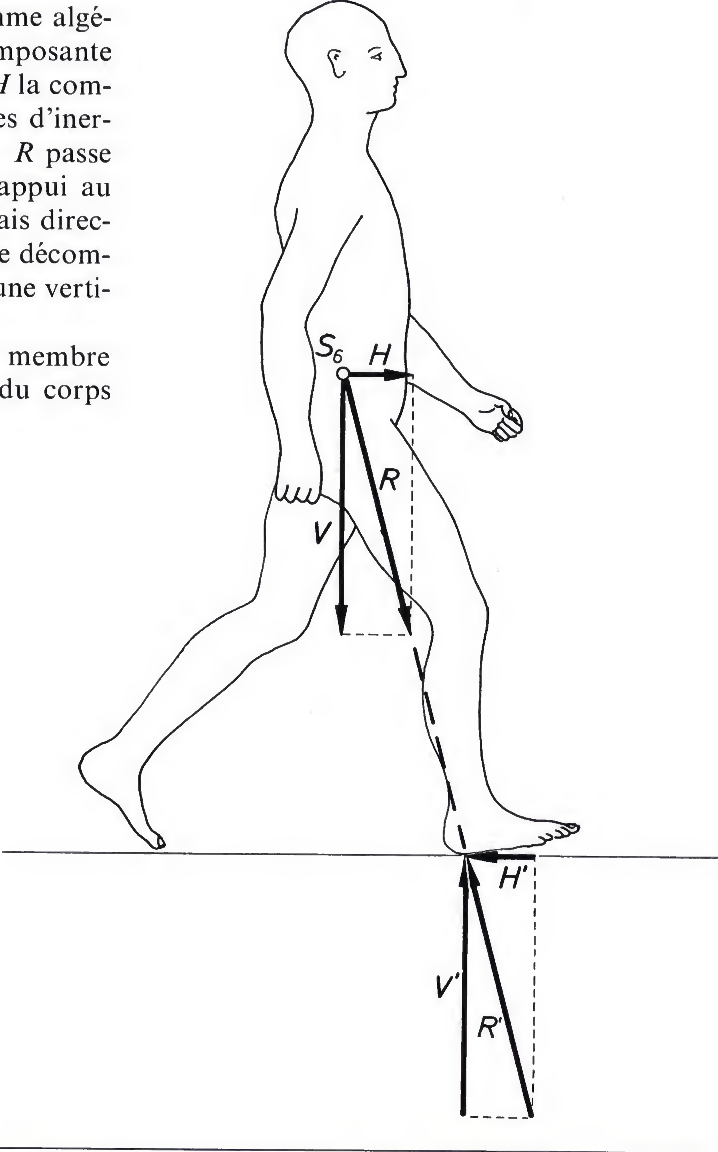


Figure 27. Individu en marche. S_6: centre de gravité du corps. H: composante horizontale des forces fictives d'inertie. V: forces verticales. (poids et composante verticale des forces fictives d'inertie). R: résultante de H et V, forces exercées par la masse du corps. R': résultante de H' et V', réaction du sol

La ligne d'action de la force P ne croise habituellement pas le genou; la force P s'exerce excentriquement sur celui-ci. Elle tend ainsi à basculer le fémur sur le tibia. Elle est équilibrée par des efforts musculaires et ligamentaires. Le genou supporte la somme vectorielle de toutes ces forces. Pour connaître celle-ci, c'est-à-dire la charge supportée par l'articulation durant la marche, il faut déterminer le moment de la force P, développée par la masse partielle du corps en mouvement, et celui des forces musculaires et ligamentaires qui l'équilibrent.

Le moment de la force P vaut le produit de cette force P par la distance a entre la ligne d'action de P et le point G, centre de l'axe de flexion du genou (figure 19). Nous devons donc calculer la force P et la distance a.

La force P représente la somme vectorielle du poids de la masse partielle du corps que l'on peut imaginer concentrée en S_7 et des forces fictives d'inertie dues aux accélérations et décélérations de S_7. Le poids partiel a été calculé au chapitre précédent et vaut 54,560 kg pour le sujet I de Braune et Fischer. Les forces fictives d'inertie dépendent du mouvement de S_7. Il faut donc analyser celui-ci.

a) Déplacements du centre de gravité partiel S_7

Dans leur étude de la marche, Braune et Fischer indiquent, dans trois plans perpendiculaires, les coordonnées successives des centres de gravité des différentes parties du corps durant un pas. A partir de ces données, il est possible de calculer les coordonnées du centre de gravité S_7 à chaque phase de la marche. x_{S_7} indique la position de S_7 en direction horizontale dans le sens de la marche, y_{S_7} en direction horizontale perpendiculaire au sens de la marche et z_{S_7} la hauteur de S_7 par rapport au sol.

La formule suivante est appliquée:

$$P_7 x_{S_7} = P_1 x_1 + P_2 x_2 + P_3 x_3,$$

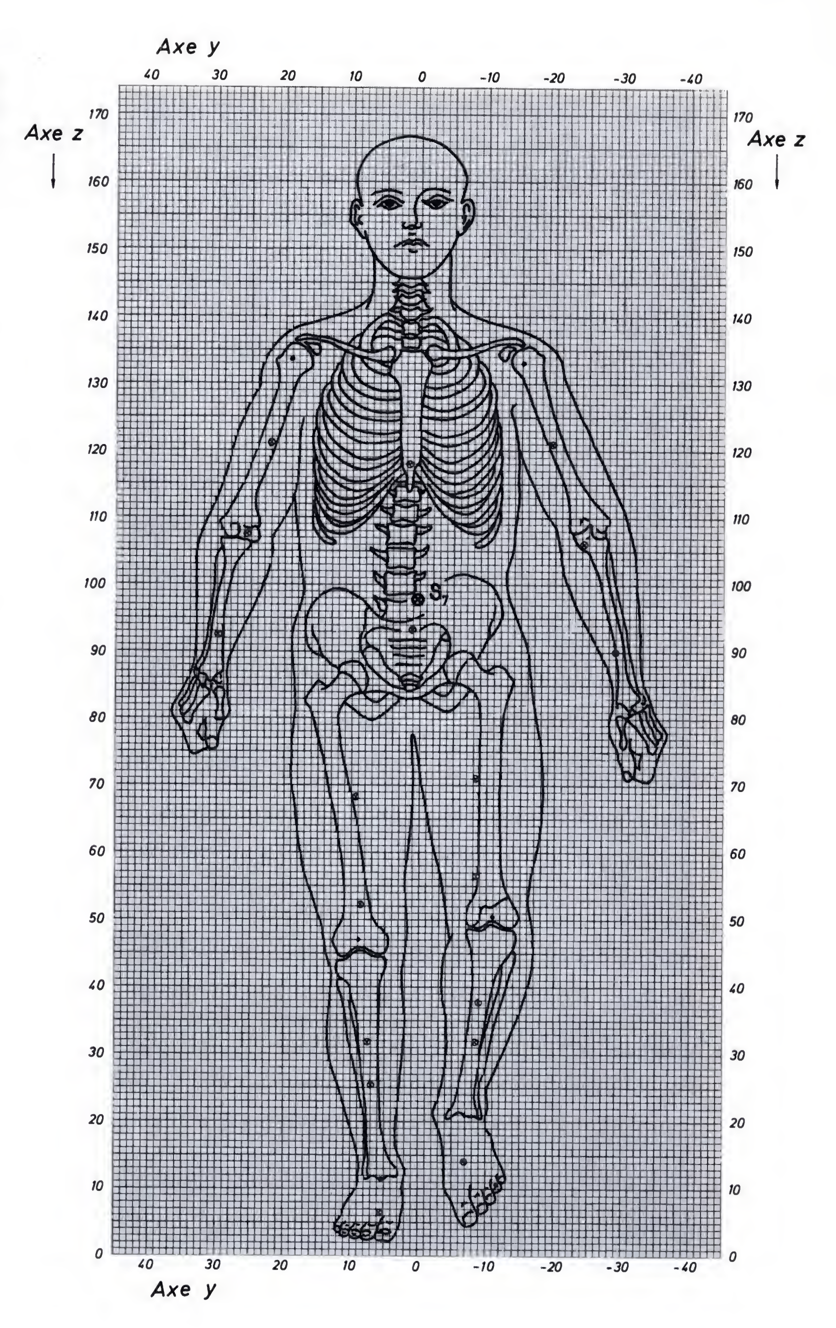
$$x_{S_7} = \frac{P_1 x_1 + P_2 x_2 + P_3 x_3}{P_7}$$

P_7 = poids de l'ensemble tête + tronc + membres supérieurs + membre inférieur non chargé + cuisse en charge.
P_1 = poids de l'ensemble tête + tronc + membres supérieurs.
P_2 = poids du membre inférieur non chargé.
P_3 = poids de la cuisse en charge.
x_{S_7} = coordonnée x du centre de gravité S_7.
x_1 = coordonnée x du centre de gravité de l'ensemble tête + tronc + 2 membres supérieurs.
x_2 = coordonnée x du centre de gravité du membre inférieur non chargé.
x_3 = coordonnée x du centre de gravité de la cuisse en charge.

Tableau 1. Coordonnées du centre de gravité S_7 (tronc + tête + deux membres supérieurs + membre inférieur sans appui + cuisse du membre inférieur en charge)

Phases de la marche	x	y	z
1	38.53	−0.86	95.12
2	44.89	−0.89	96.32
3	51.25	−0.84	97.50
4	57.40	−0.77	98.28
5	63.54	−0.71	98.47
6	69.58	−0.65	98.07
7	75.54	−0.56	97.12
8	81.92	−0.43	95.85
9	88.24	−0.25	94.93
10	94.57	+0.08	94.25
11	–	–	–
12	104.16	−0.17	94.36
13	111.20	+0.21	94.76
14	117.59	+0.47	95.62
15	124.10	+0.59	96.97
16	129.81	+0.59	97.97
17	136.10	+0.54	98.58
18	141.92	+0.42	98.53
19	148.13	+0.34	97.95
20	154.19	+0.20	96.99
21	160.21	+0.04	95.95
22	166.44	−0.27	95.18
23	172.84	−0.71	94.61
24	–	–	–
25	182.01	−0.56	94.56
26	189.21	−0.82	94.96
27	195.85	−1.03	95.63
28	202.49	−1.11	96.68
29	208.40	−1.06	97.60
30	214.34	−0.94	98.28
31	220.02	−0.83	98.32

Figure 28. Sujet I de Braune et Fischer à la phase 16 du pas. S_7: centre partiel de gravité. Le centre de gravité de tout le corps est indiqué par un cercle entourant une croix dans le sacrum



Les coordonnées y_{S_7} et z_{S_7} s'obtiennent de la même façon:

$$y_{S_7} = \frac{P_1 y_1 + P_2 y_2 + P_3 y_3}{P_7},$$

$$z_{S_7} = \frac{P_1 z_1 + P_2 z_2 + P_3 z_3}{P_7}.$$

Les coordonnées du centre de gravité S_7 ont ainsi été calculées pour chaque phase du pas. Elles sont reprises au tableau 1.

Grâce aux données de Braune et Fischer, les positions successives du sujet I au cours de la marche peuvent être reconstituées. Nous indiquons en outre dans les dessins la situation de S_7. La figure 28 représente le sujet vu de face à la phase 16. Le centre de gravité partiel

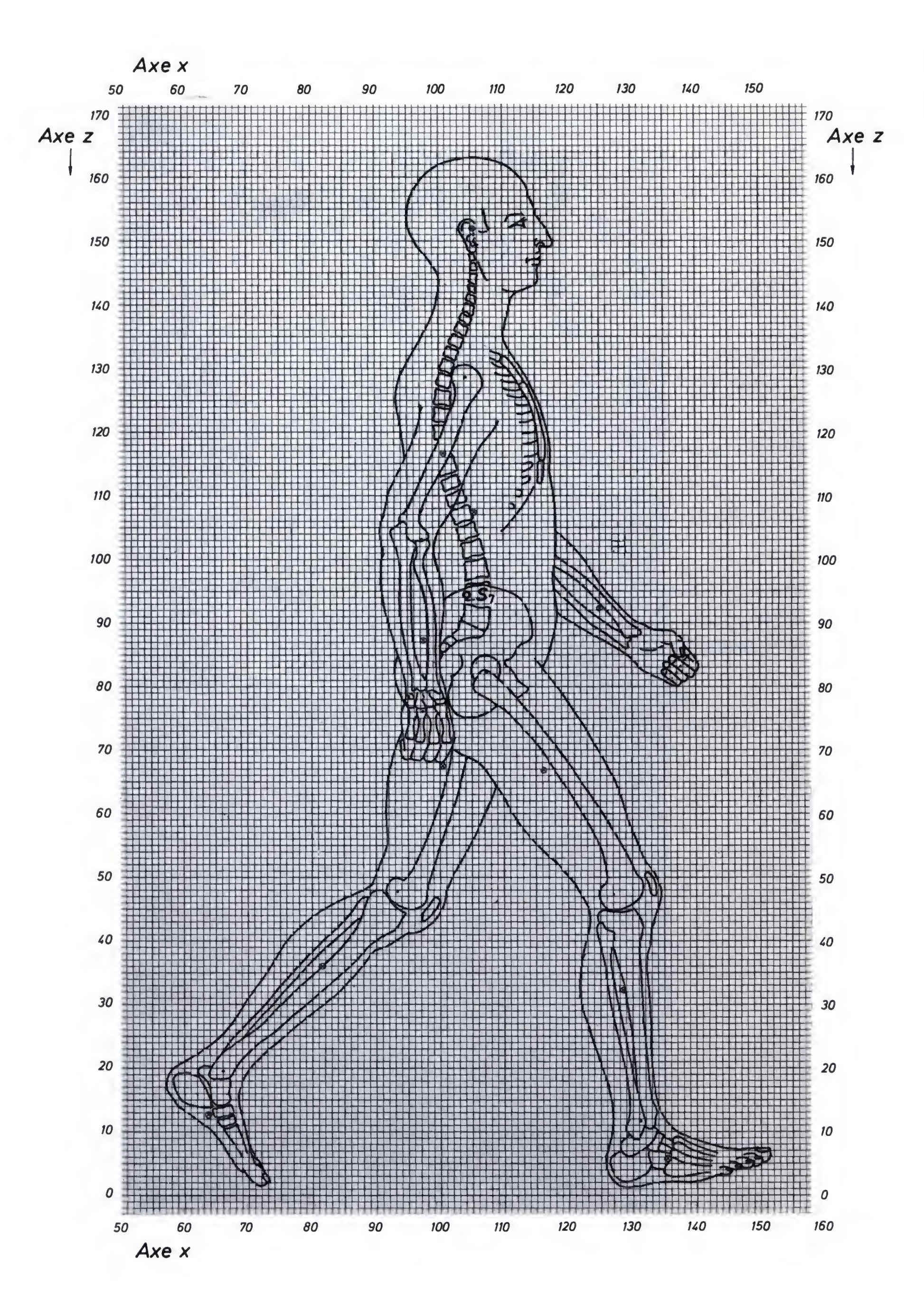
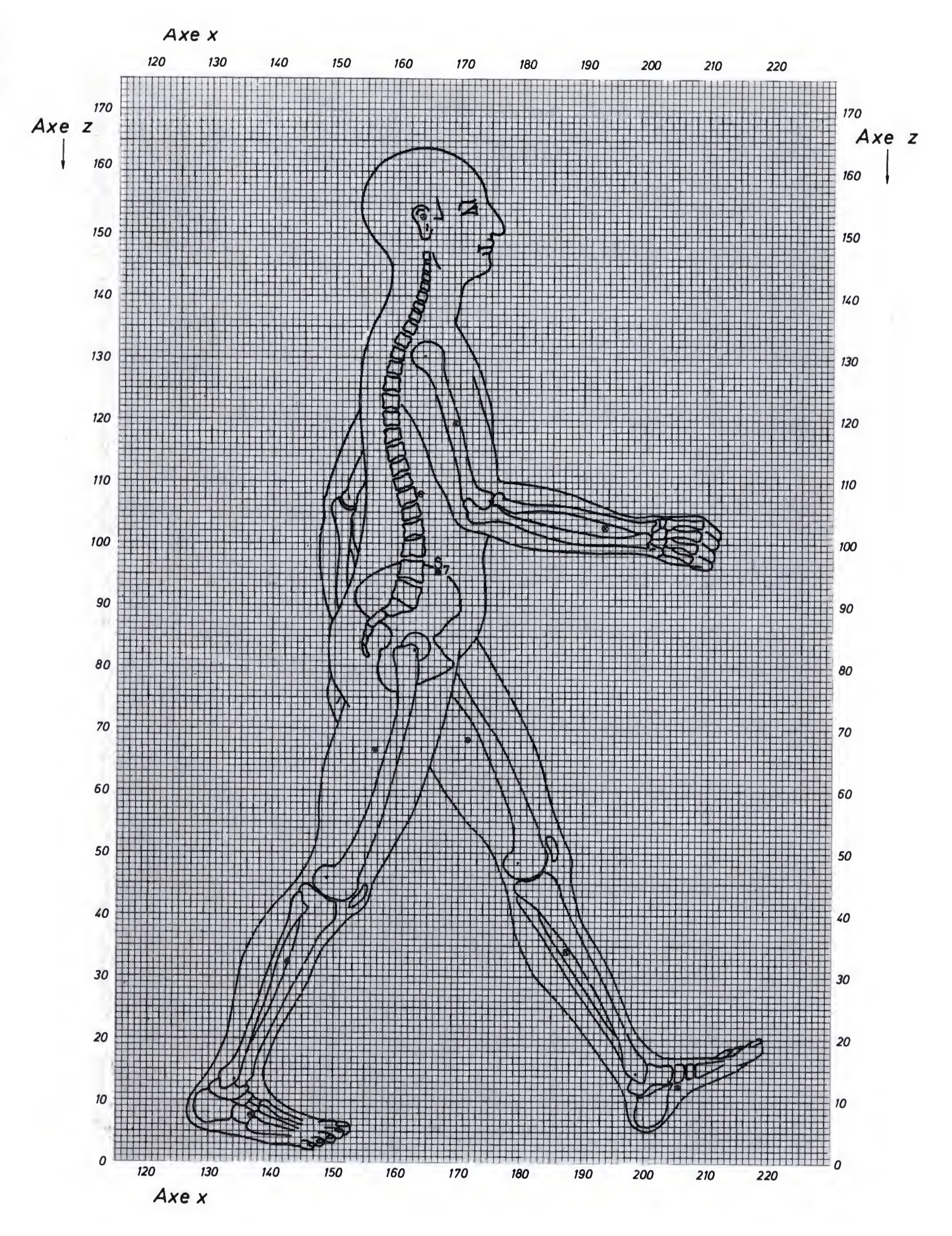


Figure 29. Sujet I de Braune et Fischer à la phase 12 du pas

S_7 ne se trouve pas à l'aplomb du genou en charge mais en dedans de celui-ci. A la phase 12, il se trouve loin derrière le genou en charge (figure 29) et à la phase 22 loin devant celui-ci (figure 30).

Figure 30. Sujet I de Braune et Fischer à la phase 22 du pas



b) Forces fictives d'inertie provoquées par les accélérations de S_7

Les coordonnées successives du centre de gravité partiel S_7 permettent d'analyser les déplacements de S_7 et de déterminer les forces fictives d'inertie qu'ils engendrent.

Le déplacement de S_7 dans l'espace durant la phase d'appui du membre inférieur droit (phases 12 à 23) correspond à la courbe axonométrique (figure 31). S_7 se déplace sur cette courbe en direction verticale par rapport au sol, en direction transversale par rapport à un plan sagittal médian et en direction longitudinale par rapport à un plan frontal avançant régulièrement à la vitesse moyenne de la marche. La courbe est un trait plein lorsque le centre de gravité partiel se trouve à droite du plan vertical médian, parallèle à la direction de la marche ($y+$). Elle est pointillée lorsque S_7 se trouve à gauche de ce plan ($y-$).

Pour calculer les forces fictives d'inertie que provoquent les accélérations et décélérations de S_7, les coordonnées z de S_7 sont d'abort reportées dans un graphique dont les ordonnées représentent la hauteur de S_7 en cm par rapport au sol et les abscisses le temps en secondes ou les phases de la marche (figure 32). La courbe reliant les coordonnées z successives de S_7 illustre le déplacement de S_7 en direction verticale durant le pas. Elle peut devoir être lissée, c'est-à-dire que d'éventuels points aberrants seraient légèrement déplacés de façon à donner à la courbe une allure régulière. Ces légers déplacements correspon-

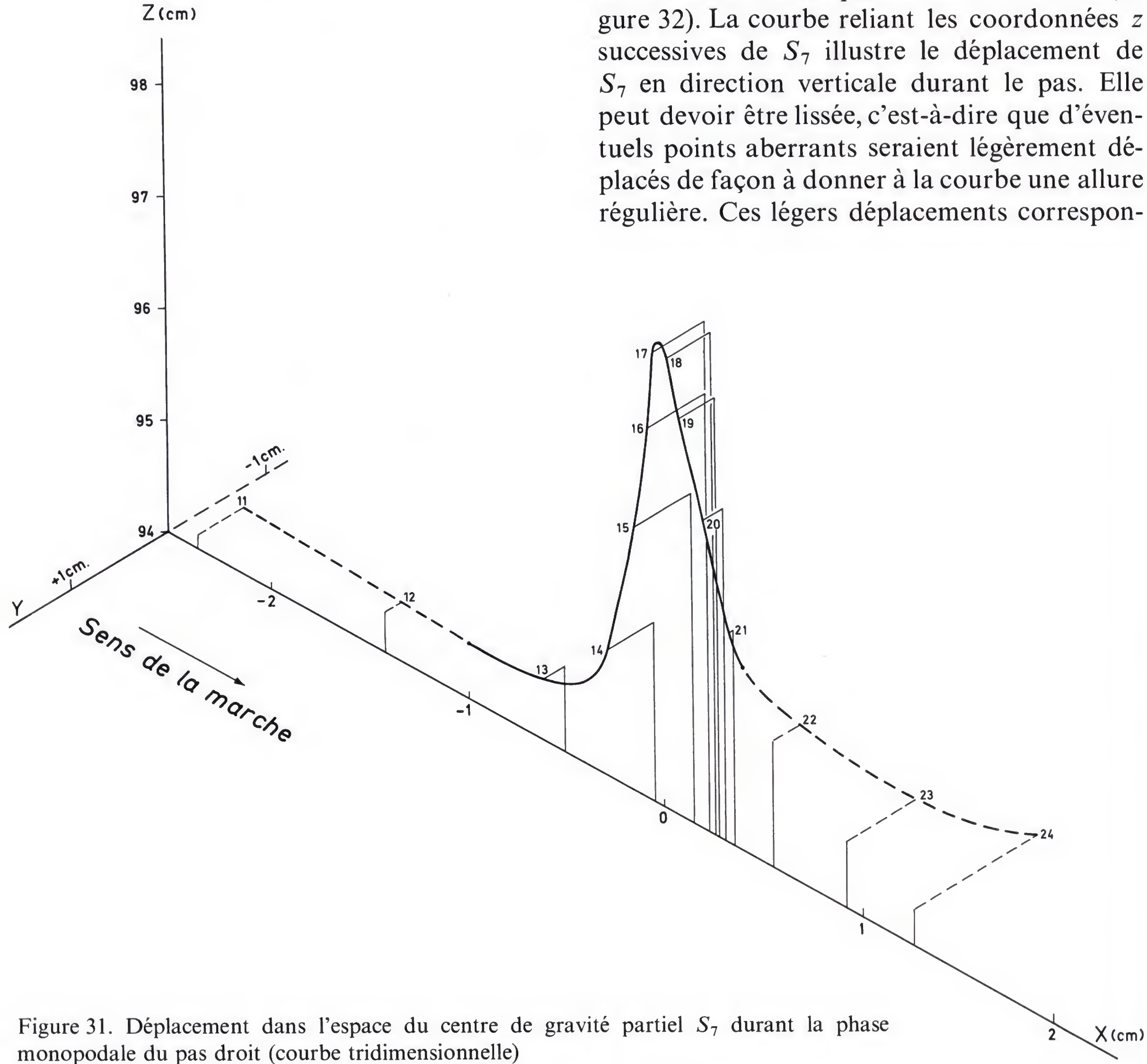


Figure 31. Déplacement dans l'espace du centre de gravité partiel S_7 durant la phase monopodale du pas droit (courbe tridimensionnelle)

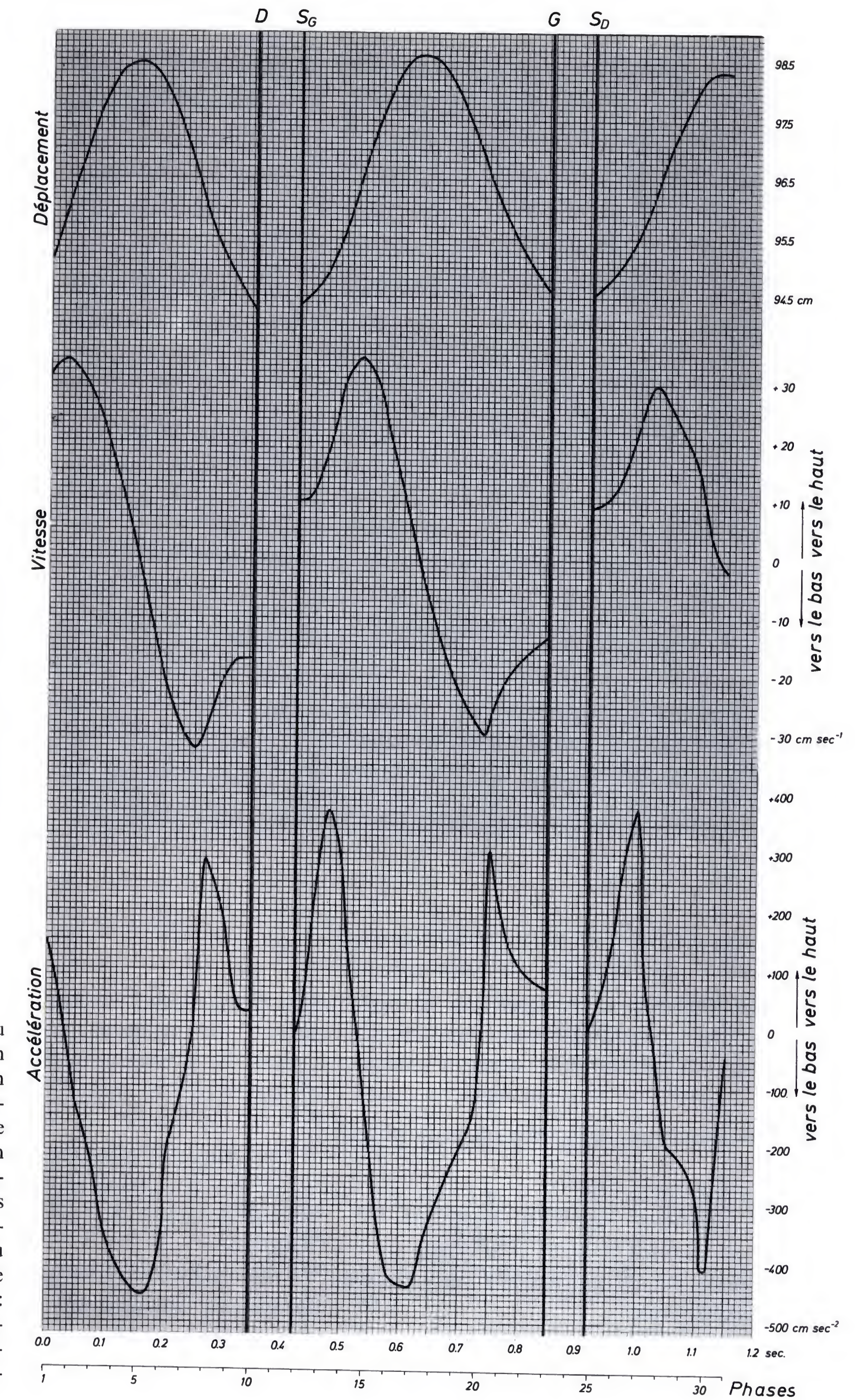


Figure 32. Analyse du déplacement de S_7 en direction verticale. En ordonnées: déplacement (cm), vitesse (cm/sec), accélération (cm/sec^2). En abscisses: temps et phases de la marche. D: impact du talon droit au sol. S_G: oscillation de la jambe gauche. G: impact du talon gauche au sol. S_D: oscillation de la jambe droite

draient à la correction de minimes erreurs de lecture commises lors de l'observation. Ils se justifient par le fait que nous ne marchons pas normalement de manière saccadée. Le centre de gravité S_7 se déplace sans à-coups.

A partir de la courbe du déplacement, la vitesse de celui-ci peut s'obtenir par dérivation graphique. La courbe des vitesses est alors tracée. Une nouvelle dérivation graphique permet d'obtenir les accélérations et d'en dessiner la courbe.

Les accélérations peuvent aussi se calculer. A partir de la courbe du déplacement, lissée, les vitesses moyennes entre deux phases successives s'obtiennent par la relation:

$$v = \frac{dl}{dt}$$

dl = différence entre deux ordonnées successives.
dt = intervalle entre deux phases successives, soit 0,038333 sec.

La différence dv entre deux vitesses moyennes successives, divisée par le temps $dt = 0{,}038333$ sec, donne l'accélération moyenne de S_7 durant une phase:

$$\text{acc} = \frac{dv}{dt}.$$

Celle-ci peut être trouvée plus rapidement par application d'une formule qui combine les deux précédentes:

$$\text{acc}\, z_p = \frac{z_{p+1} - 2z_p + z_{p-1}}{t^2}$$

acc z_p = accélération verticale de S_7 à la phase p.
z_{p+1} = coordonnée z de S_7 à la phase $p+1$.
z_p = coordonnée z de S_7 à la phase p.
z_{p-1} = coordonnée z de S_7 à la phase $p-1$.
t = intervalle de temps entre deux phases successives.

Une accélération positive est dirigée vers le bas, une accélération négative vers le haut.

La relation Force = Masse × Accélération permet de calculer la composante verticale des forces fictives d'inertie exercées par la masse S_7 à chaque phase du pas.

$$\frac{\text{Masse partielle } S_7 \times \text{Accélération}}{\text{Gravité terrestre}} =$$

$$= \frac{54.560}{981} \cdot \frac{\text{kg}}{\text{cm} \cdot \text{sec}^{-2}} \cdot \text{acc}$$

$$= 0.055 \text{ kg cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{+2} \cdot \text{acc}$$

= force d'accélération verticale.

Puisque force fictive d'inertie = − force d'accélération (d'Alembert), les valeurs négatives de la force verticale d'accélération représentent la composante verticale des forces fictives d'inertie. Elles sont reprises au tableau 2.

Tableau 2. Forces fictives d'inertie dues aux accélérations et décélérations de la masse S_7

Phases	D_x composnate horizontale dans le sens de la marche	D_y composante horizontale perpendiculaire à la marche	D_z composante verticale
12	+ 1.155	0	6.548
13	+ 18.102	1.926	17.717
14	+ 9.629	5.392	18.872
15	+ 4.622	4.237	− 13.480
16	+ 2.311	1.926	− 15.062
17	+ 0.385	1.926	− 25.420
18	0	0	− 20.413
19	− 0.770	0.770	− 14.636
20	− 1.155	1.541	− 3.081
21	− 5.392	5.007	10.399
22	− 6.548	5.007	7.703
23	+ 1.541	3.081	11.169

La composante verticale D_z des forces fictives d'inertie s'ajoute algébriquement au poids partiel du corps P_7, accroissant ou réduisant celui-ci.

En direction horizontale dans le sens de la marche, les positions successives du centre de gravité partiel S_7 sont déterminées par rapport à un plan frontal qui se déplacerait à une vitesse uniforme correspondant à la vi-

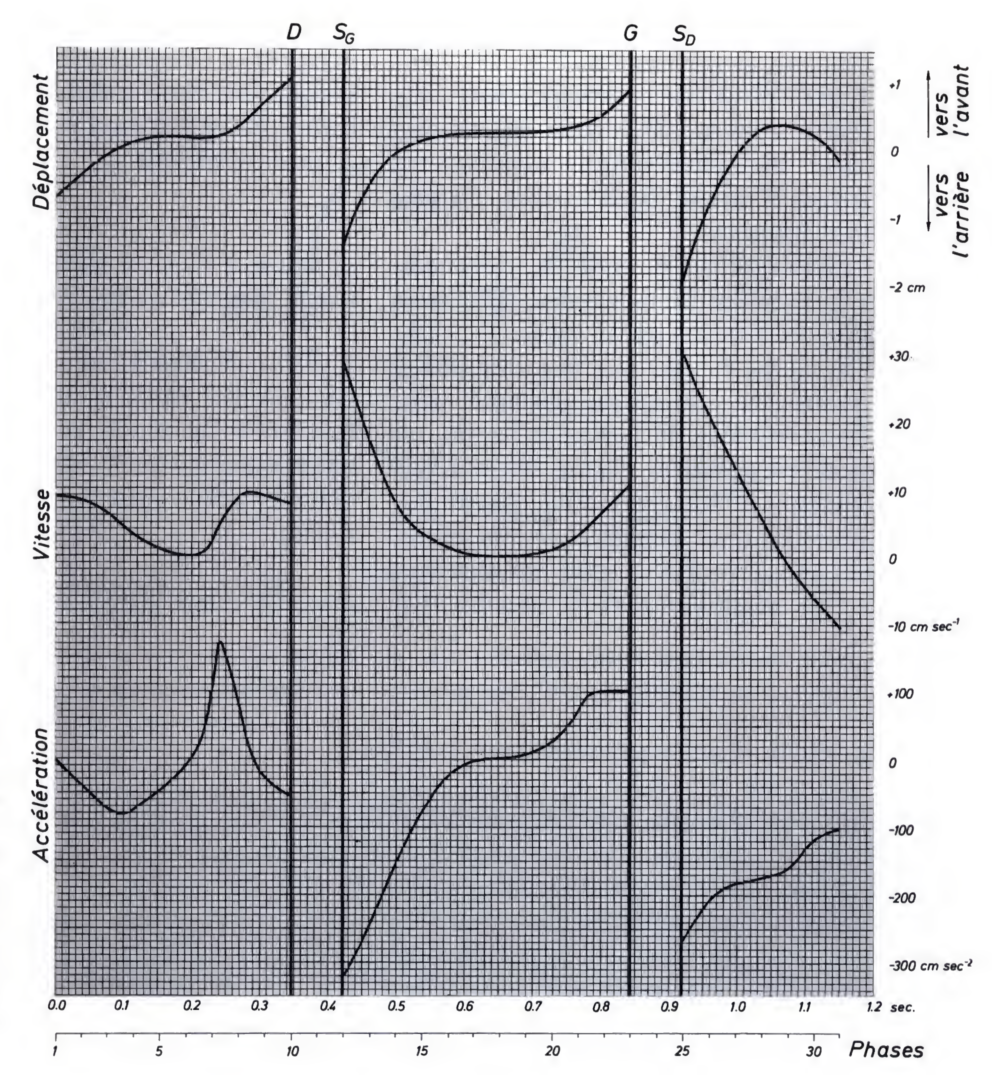


Figure 33. Analyse du déplacement de S_7 dans la direction de la marche. En ordonnées: déplacement (cm), vitesse (cm/sec), accélération (cm/sec^2). En abscisses: temps et phases de la marche. Mêmes signes que pour la figure 32

tesse moyenne de la marche. Les distances successives de S_7 au plan mobile sont portées en ordonnées dans un graphique dont les abscisses représentent le temps et les phases de la marche (figure 33). La courbe qui les relie est lissée.[4] Elle représente le déplacement horizontal de S_7 dans le sens de la marche. Elle permet, par dérivation, d'obtenir la vitesse de déplacement: $v = dl/dt$. A partir de la courbe des vitesses, une nouvelle dérivation graphique donne les accélérations horizontales de S_7 dans la direction de la marche: $\text{acc} = dv/dt$. En fait, nous avons préféré calculer les accélérations à partir de la courbe du mouvement, lissée, en appliquant la formule:

$$\text{acc}\, x_p = \frac{x_{p+1} - 2x_p + x_{p-1}}{t^2}$$

acc x_p = accélération de S_7 dans le sens de la marche à la phase p.

x_{p+1} = coordonnée x de S_7 à la phase $p+1$.

x_p = coordonnée x de S_7 à la phase p.

x_{p-1} = coordonnée x de S_7 à la phase $p-1$.

t = intervalle entre deux phases successives.

[4] En fait, dans notre travail, seule la courbe x dut être lissée. Les courbes z et y s'obtinrent telles quelles sans lissage.

Les accélérations positives sont dirigées vers l'avant, les négatives vers l'arrière. Aux accélérations positives correspondent des forces fictives d'inertie D_x négatives, dirigées vers l'arrière; aux accélérations négatives des forces fictives d'inertie D_x positives, dirigées vers l'avant (tableau 2).

La composante horizontale D_y, perpendiculaire à la direction de la marche, des forces fictives d'inertie libérées par la masse S_7, s'obtient de la même façon. Les coordonnées y successives du centre de gravité partiel S_7 sont portées en ordonnées, le temps et les phases de la marche en abscisses (figure 34). Dérivations graphiques ou, de préférence, calcul permettent de déterminer vitesses et accélérations. Les accélérations positives sont dirigées vers la droite, les négatives vers la gauche. Les accélérations y étant négatives lorsque le genou droit est en charge, la composante horizontale, perpendiculaire à la direction de la marche, des forces fictives d'inertie est donc dirigée vers la droite (tableau 2).

c) Force P exercée sur le genou par la masse partielle S_7 du corps

La force P exercée sur le genou par la masse partielle du corps (concentrée en S_7) est la résultante du poids partiel du corps P_7 et des composantes D_x, D_y et D_z des forces fictives d'inertie (figure 44). Elle se calcule aisément:

$$P = \sqrt{(P_7 + D_z)^2 + D_x^2 + D_y^2}.$$

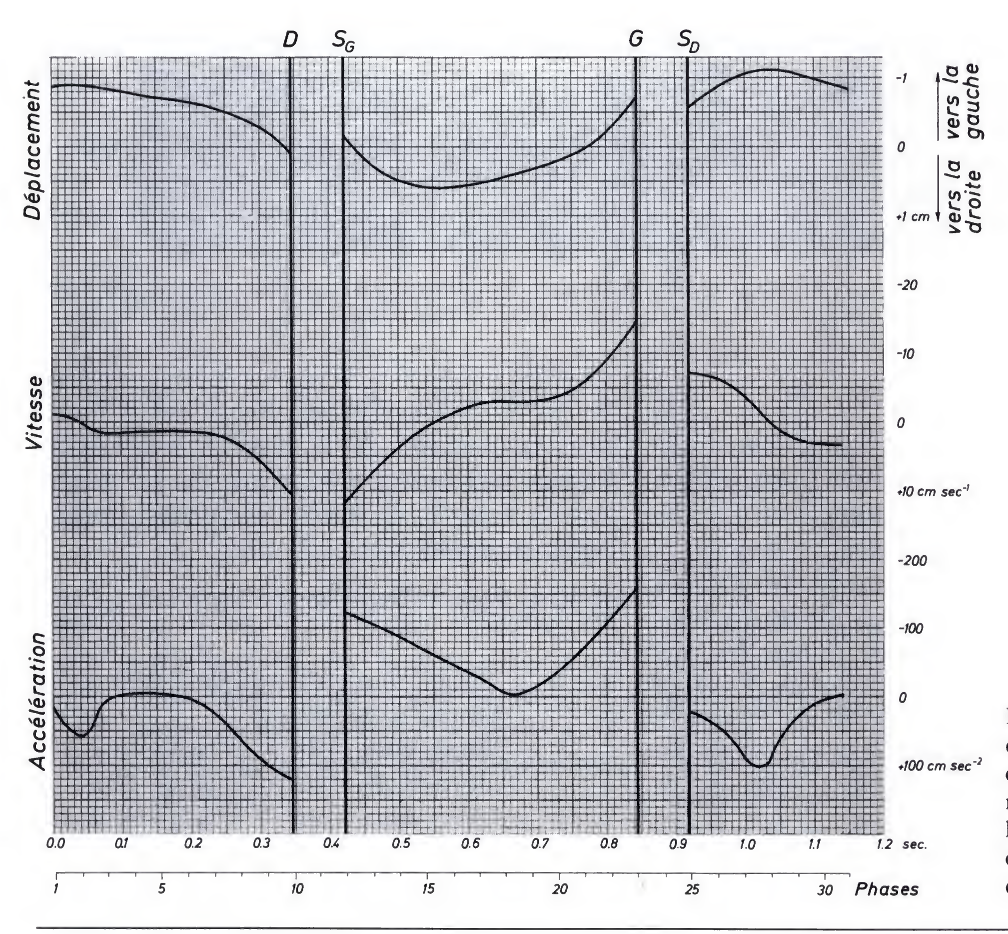


Figure 34. Analyse du déplacement de S_7 dans une direction horizontale perpendiculaire à celle de la marche. Mêmes signes que pour la figure 32

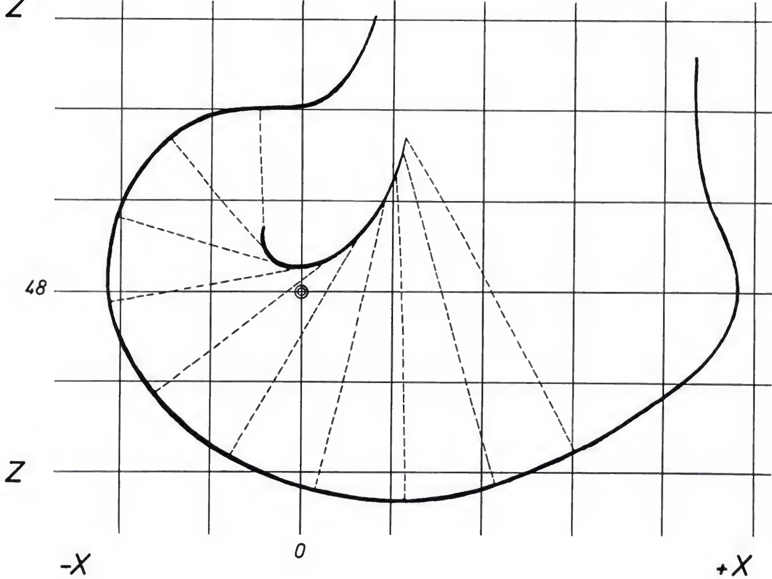


Figure 35. «Evolute» de Fick et centre du genou d'après Braune et Fischer (coordonnées: 0/48)

Son point d'application est en S_7 et sa direction dans l'espace est donnée par les angles qu'elle forme avec les trois axes.

α_P = angle formé par P avec l'axe Ox
β_P = angle formé par P avec l'angle Oy
γ_P = angle formé par P avec l'angle Oz.

$$\cos \alpha_P = \frac{D_x}{P},$$

$$\cos \beta_P = \frac{D_y}{P},$$

$$\cos \gamma_P = \frac{P_7 + D_z}{P}$$

avec la relation:

$$\cos^2 \alpha_P + \cos^2 \beta_P + \cos^2 \gamma_P = 1.$$

$\cos \alpha_P$, $\cos \beta_P$ et $\cos \gamma_P$ sont les cosinus directeurs de la force P.

Les valeurs successives de la force P sont reprises au tableau 5.

d) Localisation dans l'espace du point G central sur l'axe de flexion du genou

Il faut maintenant localiser le genou dans l'espace. Braune et Fischer le désignent par un point gardant une situation constante dans l'extrémité inférieure du fémur. Ils en donnent les coordonnées pour chaque phase du pas. Ce point ne peut cependant pas être utilisé tel quel pour le calcul des forces car il ne correspond pas à l'axe géométrique de flexion du genou. En effet, la situation de l'axe de flexion du genou dans le fémur varie au cours du mouvement parce que les condyles fémoraux ne constituent pas un cylindre régulier. Le rayon de courbure de leurs surfaces d'appui est plus grand en extension qu'en flexion et est différent d'un condyle à l'autre. Durant le mouvement, l'axe de flexion se déplace dans le fémur. Il perce le plan sagittal passant entre les deux condyles fémoraux en des points successifs. L'ensemble de ces points forme une courbe que R. Fick (1910) désigne sous le nom d'«Evolute». Pour chaque phase du pas, il faut donc déterminer à quel endroit de la courbe se trouve l'axe de flexion et ensuite localiser cet endroit dans le système de coordonnées.

La courbe de Fick a d'abord été reportée sur le genou du sujet I de Braune et Fischer

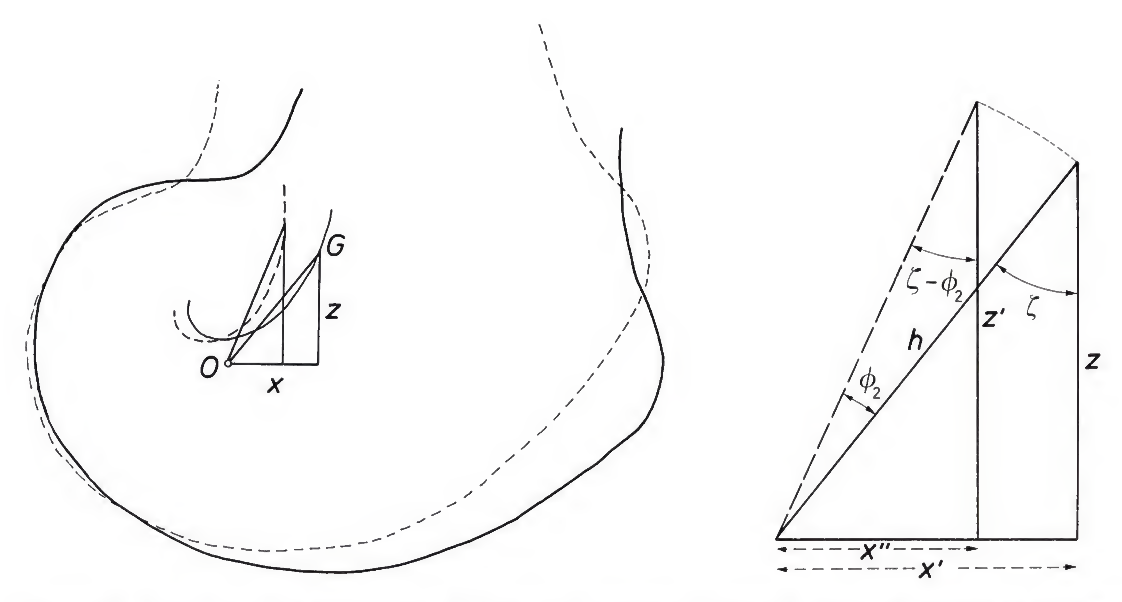


Figure 36. Déplacement de l'«Evolute» de Fick par rapport au centre du genou de Braune et Fischer lors de la flexion de l'articulation

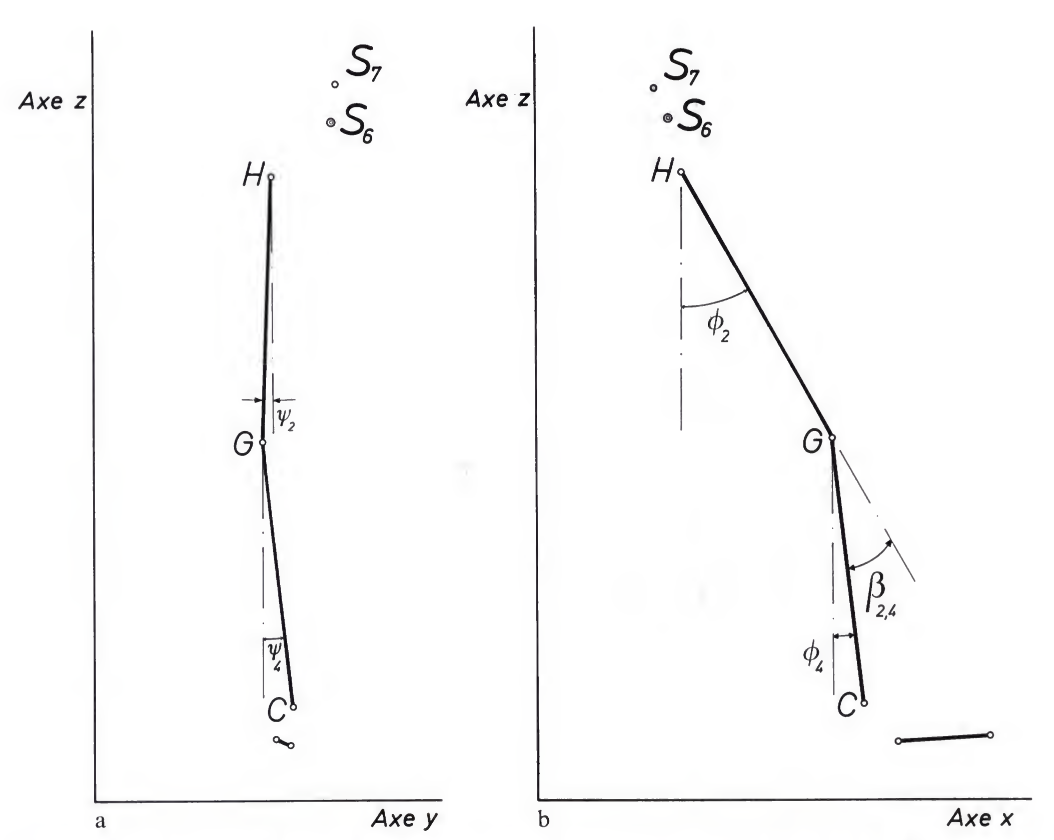


Figure 37a et b. Angles formés par la verticale et les projections du fémur et du tibia dans un plan frontal (ψ_2 et ψ_4) et dans un plan sagittal (ϕ_2 et ϕ_4); $\beta_{2,4}$: angle de flexion du genov; *H*: hanche; *G*: genov; *C*: cheville

et dans le quadrillage des coordonnées (figure 35). Connaissant l'angle $\beta_{2,4}$ que forment tibia et fémur à chaque phase du pas, il est possible, en utilisant les données de Fick, de déterminer la situation de l'axe G sur la courbe de Fick pour chaque phase du pas. Une droite joignant le centre O de Braune et Fischer et le point G constitue l'hypothénuse d'un triangle rectangle dans le plan sagittal (figure 36). Un côté z de l'angle droit de ce triangle est parallèle à l'axe longitudinal du fémur. L'autre côté x de l'angle droit est abaissé de O, perpendiculaire à z. Il correspond à la projection de la distance entre O et G sur une droite perpendiculaire à l'axe longitudinal du fémur, dans le plan sagittal. Les droites x et z peuvent être mesurées. La projection de la distance entre O et G sur une droite transversale perpendiculaire à l'axe longitudinal du fémur (plan frontal) est désignée par y.

Les points O et G se trouvent dans le fémur et se meuvent avec celui-ci. La projection des droites x, y et z dans les trois plans du système de coordonnées varie et peut être calculée si l'on connaît la rotation du fémur sur son axe longitudinal et sa projection dans les deux plans verticaux. Les projections du fémur dans le plan sagittal et dans le plan frontal sont données par les angles ϕ_2 et ψ_2 de Fischer (figure 37). La rotation du fémur sur son axe longitudinal devrait pouvoir être calculée à partir des projections ϕ_2, ψ_2 du fémur et ϕ_4, ψ_4 du tibia dans les deux plans verticaux.

Si l'on assimile par la pensée le fémur à un cylindre, on peut imaginer que des génératrices rectilignes soient tracées sur ce cylindre (figure 38). On désigne par une ligne interrompue celle qui se trouve devant le sujet quand le membre inférieur est vertical, au repos. Lors d'une rotation du fémur sur son axe longitudinal, les génératrices restent rectilignes mais prennent la place l'une d'une suivante et la ligne interrompue se déplace vers la droite ou vers la gauche. C'est cette rotation et son évolution pendant la marche qui doivent être recherchées. La direction de l'axe du fémur n'est pas modifiée par la rotation du fémur.

Si celui-ci se trouve dans le prolongement du tibia, l'angle $\beta_{2,4}$ que forment les deux os l'un avec l'autre $=0$. La direction commune fémur-tibia n'est pas changée par la rotation du fémur.

Si le tibia est fléchi sur le fémur, $\beta_{2,4} \neq 0$ (figure 37). La direction du fémur et celle du tibia définissent un plan dont l'orientation dépend de la rotation du fémur. Le problème est indéterminé pour $\beta_{2,4}=0$. Pour $\beta_{2,4} \neq 0$ mais assez petit, il reste d'une extrême instabilité. Une modification infime d'un angle d'orientation, un ϕ par exemple, entraîne pour l'angle de rotation du fémur sur son axe longitudinal une énorme variation devenue vraiment non significative. Par ailleurs, si l'axe de flexion du genou n'est pas à chaque instant perpendiculaire au plan déterminé par le fémur et le tibia, le problème ne peut être résolu.

Alors que, théoriquement, la rotation θ du fémur sur son axe longitudinal devrait pouvoir

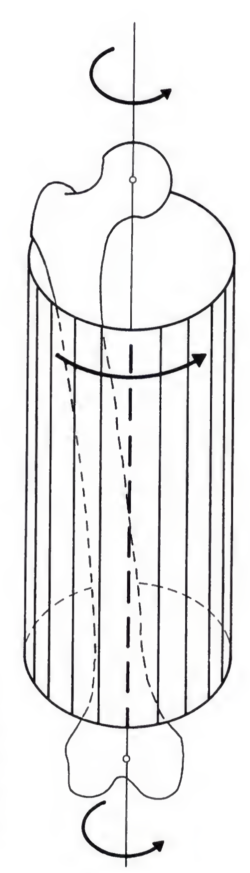


Figure 38. On peut imaginer le fémur comme un cylindre. Des génératrices tracées sur le cylindre se déplaceront de la gauche vers la droite lorsque le fémur pivote autour de son axe longitudinal comme l'indiquent les flèches

être calculée à partir des angles ϕ et ψ, nous pensons donc qu'il est préférable de se baser sur les mesures directes des valeurs de θ telles qu'elles ont été réalisées par Johnston et Smidt (1969).

Ces derniers donnent une courbe de l'évolution de la rotation du fémur sur son axe longitudinal au cours de la marche. Sur cette courbe, des points de repère correspondent à l'attaque du talon au sol (phase 10), au moment où toute la plante du pied s'appuie au sol (phase 13), au décollage du talon (phase 20) et à celui des orteils (phase 25). A partir de ces points de repère, il est possible de déterminer quel endroit de la courbe correspond à chaque phase de l'appui et ainsi de lire directement pour chacune d'elles la rotation θ du fémur sur son axe longitudinal. Ces valeurs successives de θ sont reprises au tableau 3.

Tableau 3. Rotation θ du fémur sur son axe durant les phases d'appui (d'après les recherches de Johnston et Smidt). Rotation interne par rapport à la position de repos

Phases	Angle θ	Phases	Angle θ
12	+2°20′	18	+4°25′
13	+3°	19	+3°45′
14	+4°	20	+3°20′
15	+4°30′	21	+3°15′
16	+4°40′	22	+3°10′
17	+4°30′	23	+1°45′

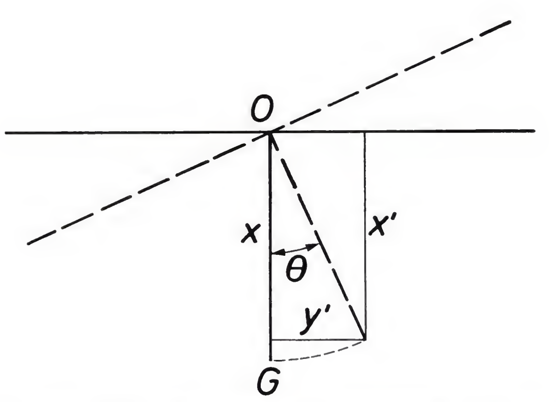


Figure 39. Coupe transversale. Déplacement du point G (sur l'axe de flexion du genou) par rapport au point O lorsque le fémur pivote autour de son axe longitudinal

Il est maintenant possible de calculer les projections des distances x, y et z dans les trois plans. Dans un plan perpendiculaire (figure 39) à l'axe longitudinal du fémur, celui-ci tournant sur lui-même d'un angle θ, on a:

$$x' = x \cdot \cos\theta,$$
$$y' = x \cdot \sin\theta.$$

Dans le plan sagittal (figure 36), si le fémur forme une angle ϕ_2 avec la verticale (figure 37b), on a:

$$h = \sqrt{x'^2 + z^2},$$
$$\sin\zeta = \frac{x'}{h}$$
$$x'' = h\sin(\zeta - \phi_2),$$
$$z' = h\cos(\zeta - \phi_2).$$

Dans le plan frontal:

$$y'' = z' \cdot \sin\psi_2 + y',$$
$$z'' = z' \cdot \cos\psi_2.$$

Les valeurs x'', y'', z'' sont ajoutées respectivement aux coordonnées x, y et z du point O, centre du genou de Braune et Fischer. On obtient ainsi pour chaque phase de la marche les coordonnées du point G situé sur la courbe de Fick et sur l'axe de flexion du genou. Elles sont reprises au tableau 4.

Tableau 4. Coordonnées du point G, central sur l'axe de flexion du genou en charge

Phases	x_G	y_G	z_G
11	120.52	+ 7.87	47.31
12	127.30	+ 9.59	48.02
13	132.27	+ 9.97	48.20
14	134.04	+10.27	48.03
15	135.00	+ 9.70	48.00
16	135.83	+ 8.93	48.00
17	136.93	+ 8.32	47.87
18	138.22	+ 7.87	47.77
19	140.18	+ 7.67	47.52
20	142.94	+ 7.25	47.05
21	145.95	+ 7.18	46.82
22	150.22	+ 7.37	46.70
23	155.84	+ 7.79	46.26
24	163.01	+ 8.55	45.68

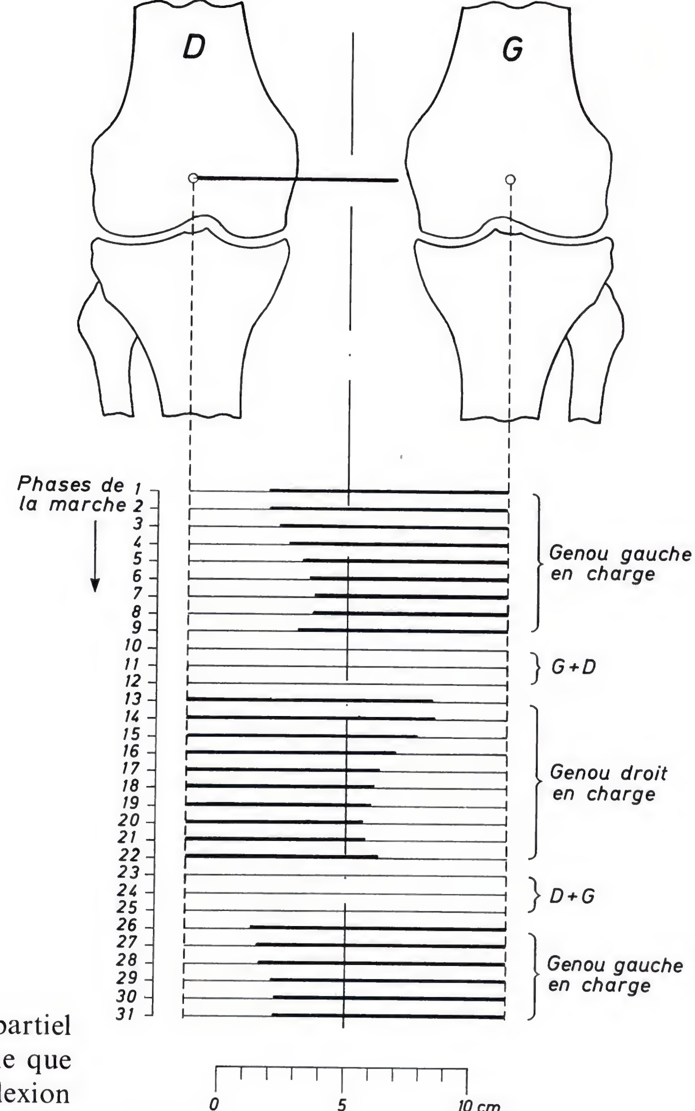


Figure 40. Distance entre le genou en charge et la verticale abaissée du centre de gravité partiel S_7, projetée dans un plan frontal pour chaque phase de la marche

e) Situation du genou par rapport au centre de gravité partiel S_7

Les coordonnées du centre de gravité partiel S_7 ont été calculées (tableau 1) de même que celles du point G, central sur l'axe de flexion du genou (tableau 4). Le schéma figure 40 indique les distances successives entre la verticale abaissée du centre de gravité partiel S_7 et le point G, tous deux projetés dans le plan frontal. Le schéma figure 41 montre les distances entre la verticale abaissée du centre de gravité partiel S_7 et le point G projetés dans le plan sagittal. Le schéma figure 42 indique les distances entre S_7 et G projetés dans un plan horizontal. Les distances successives entre S_7 et G (c'est-à-dire l'ensemble des trois dessins précédents) sont représentées dans l'espace par la courbe perspective axonométrique (figure 43), pour les phases d'appui sur le seul membre inférieur droit.

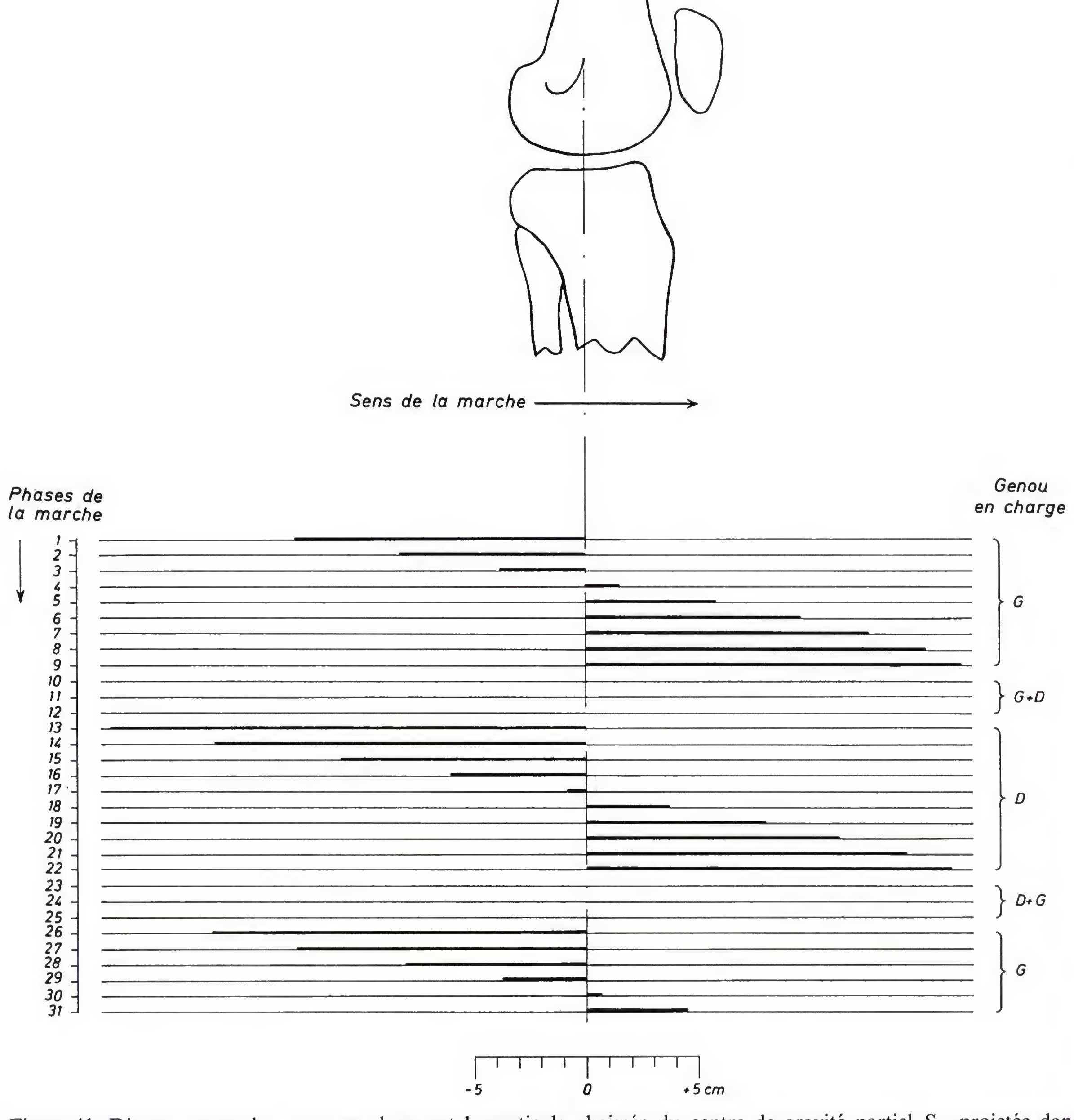
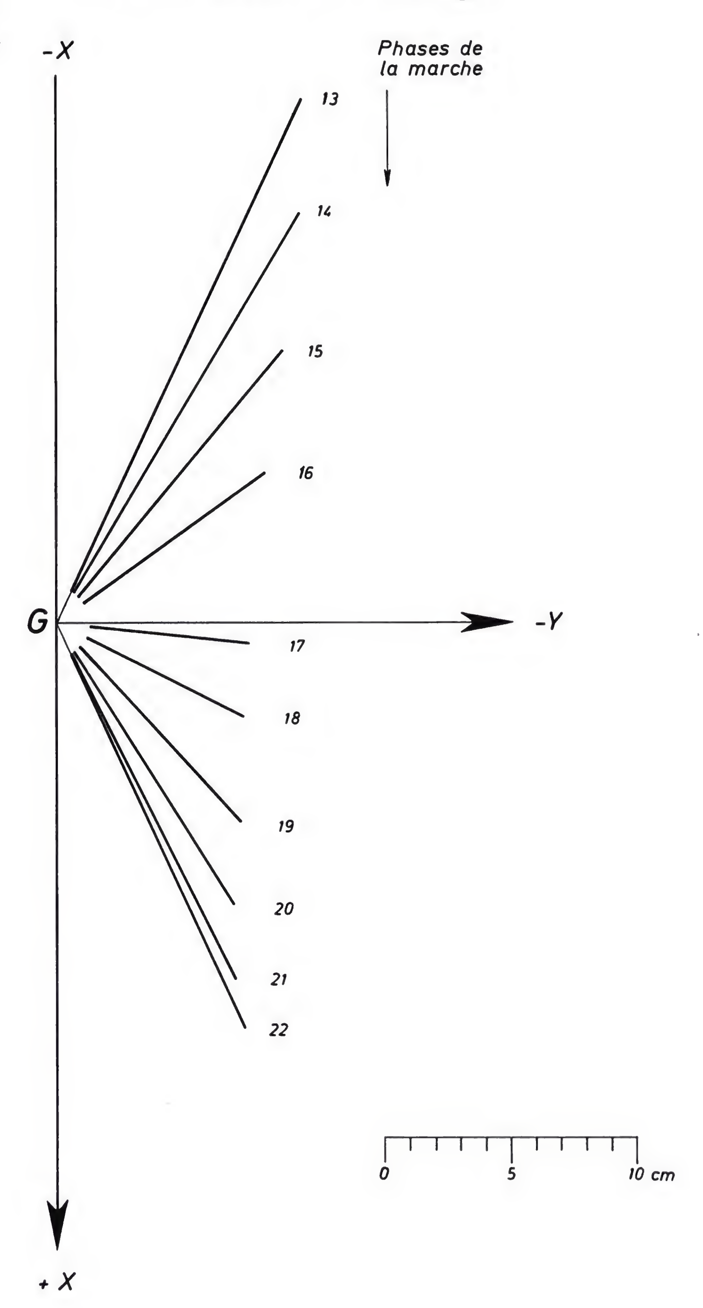


Figure 41. Distance entre le genou en charge et la verticale abaissée du centre de gravité partiel S_7, projetée dans un plan sagittal pour chaque phase de la marche

Figure 42. Distance entre le genou en charge et la verticale abaissée du centre de gravité partiel S_7, projetée dans un plan horizontal pour chaque phase de la marche



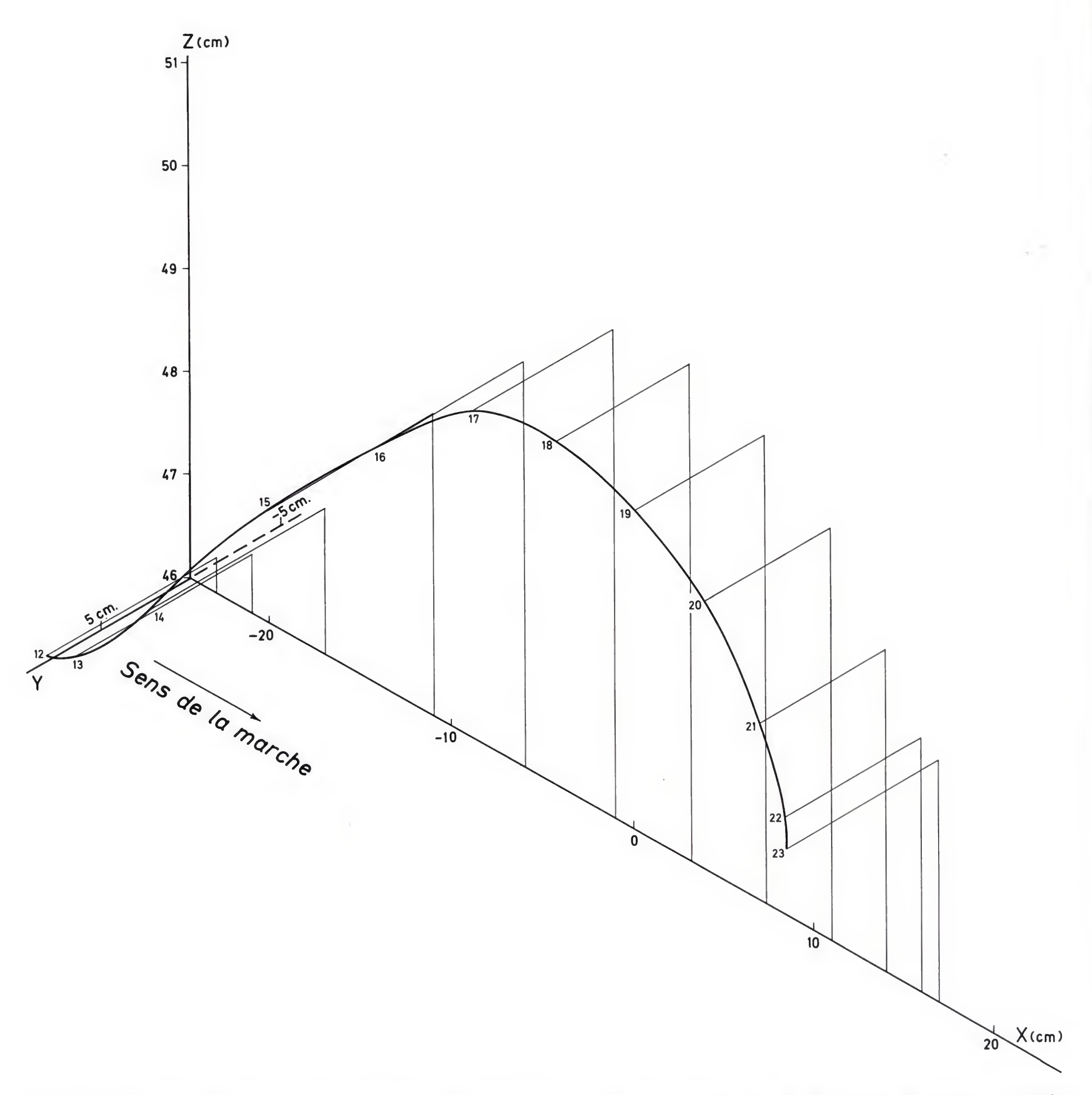


Figure 43. Distances successives entre le genou droit en charge et le centre de gravité S_7 durant la marche. Courbe tridimensionnelle

f) Distance a entre la ligne d'action de la force P et le point G

Nous avons maintenant tous les éléments pour calculer la longueur de la perpendiculaire a abaissée du point G sur la ligne d'action de la force P. Pour ce calcul, considérons O situé en S_7 comme l'origine du système de coordonnées (figure 44).

Ox est positif dans le sens de la marche.
Oy est positif vers la droite.
Oz est positif vers le bas.

Les coordonnées du point G par rapport au trièdre $Ozyz$ sont x'_G, y'_G, z'_G.[5]

Les composantes P_7+D_z, D_x, D_y, de la force P ont été déterminées plus haut de même que les cosinus directeurs $\cos\alpha_P$, $\cos\beta_P$, $\cos\gamma_P$ (voir pages 38 et 39).

Les équations de la droite OA qui porte la force P, passe par l'origine S_7, forme les angles α_P, β_P et γ_P respectivement avec les axes Ox, Oy, Oz et perce en A le plan horizontal passant par G, s'écrivent:

$$\frac{D_x}{\cos\alpha_P}=\frac{D_y}{\cos\beta_P}=\frac{P_7+D_z}{\cos\gamma_P}.$$

La distance a du point G à la droite OA, direction de la force P, est donnée par:

$$a^2=(y'_G\cdot\cos\gamma_P-z'_G\cdot\cos\beta_P)^2+(x'_G\cdot\cos\gamma_P-z'_G\cdot\cos\alpha_P)^2+(y'_G\cdot\cos\alpha_P-x'_G\cdot\cos\beta_P)^2.$$

Le tableau 5 indique, pour chaque phase, la distance a entre le point G et la ligne d'action de la force P.

Tableau 5. Force P exercée par la masse S_7 en mouvement, et sa distance a au point G

Phases	Force P [kg]	Distance a [cm]
12	61.118	24.16
13	74.534	12.74
14	74.257	11.86
15	41.555	6.89
16	39.612	6.63
17	29.206	4.43
18	34.147	8.25
19	39.939	9.30
20	51.515	11.54
21	65.375	10.66
22	62.806	11.64
23	65.820	17.03

La force P et la distance a peuvent être projetées dans les trois plans directeurs (figure 44).

Dans le plan Oxz vertical parallèle au sens de la marche, P est projetée en P_{xz}

$$P_{xz}=\sqrt{(P_7+D_z)^2+D_x^2}.$$

Le point G se projette en G_{xz} dont les coordonnées sont x'_G et z'_G. La droite OA_{xz} qui porte la composante P_{xy} dans le plan Oxz forme avec Oz un angle γ'_P donné par:

$$\operatorname{tg}\gamma'_P=\frac{D_x}{P_7+D_z}.$$

La droite OA_{xz} a pour équation:

$$D_x=(P_7+D_z)\cdot\operatorname{tg}\gamma'_P.$$

La distance a_{xz} du point G_{xz} à la droite OA_{xz} (projection de OA dans le plan Oxz) est donnée par la relation:

[5] Au système général de coordonnées de Braune et Fischer, on a substitué:

$x'_G=x_G-x_{S_7}$

$y'_G=y_G-y_{S_7}$

$z'_G=z_{S_7}-z_G$

où

x_{S_7}=coordonnée x de S_7.

x_G=coordonnée x de G.

y_{S_7}=coordonnée y de S_7.

y_G=coordonnée y de G.

z_{S_7}=coordonnée z de S_7.

z_G=coordonnée z de G.

Tableau 6. Projections de la force P et de la distance a dans les trois plans du système de coordonnées

Phases	Dans le plan sagittal Oxz		Dans le plan frontal Oyz		Dans le plan horizontal Oxy	
	P_{xz} [kg]	a_{xz} [cm]	P_{yz} [kg]	a_{yz} [cm]	P_{xy} [kg]	a_{xy} [cm]
12	61.119	22.26	61.108	9.42	1.155	9.42
13	74.509	9.21	72.303	8.50	18.204	7.45
14	74.061	10.12	73.630	6.28	11.036	0.50
15	41.339	5.63	41.298	4.04	6.270	0.84
16	39.565	3.05	39.544	5.90	3.008	2.58
17	29.142	0.28	29.204	4.42	1.964	0.59
18	34.147	3.58	34.147	7.43	0	0
19	39.932	6.91	39.932	6.23	−1.089	0.48
20	51.492	10.06	51.502	5.53	−1.926	4.73
21	65.183	10.15	65.152	3.34	−7.358	4.47
22	62.206	11.06	62.464	3.73	−8.243	3.78
23	65.748	15.86	65.802	6.23	3.447	11.40

$$a_{xz}=\frac{|x'_G\cdot(P_7+D_z)-z'_G\cdot D_x|}{\sqrt{(P_7+D_z)^2+D_x^2}}.$$

La projection P_{yz} de la force P dans le plan Oyz vertical et perpendiculaire au sens de la marche se calcule de la même façon:

$$P_{yz}=\sqrt{(P_7+D_z)^2+D_y^2}.$$

Elle forme avec l'axe Oy un angle β'_P

$$\operatorname{tg}\beta'_P=\frac{P_7+D_z}{D_y}.$$

G se projette en G_{yz} dont les coordonnées sont y'_G et z'_G. La distance de G_{yz} à la droite OA_{yz} s'obtient par l'équation:

$$a_{yz}=\frac{|y'_G\cdot(P_7+D_z)-z'_G\cdot D_y|}{\sqrt{D_y^2+(P_7+D_z)^2}}.$$

De même la projection P_{xy} de la force P dans le plan horizontal Oxy peut se calculer:

$$P_{xy}=\sqrt{D_x^2+D_y^2}.$$

OA_{xy} est la projection de OA dans Oxy et porte la composante P_{xy}. Elle forme avec l'axe Ox un angle α'_P:

$$\operatorname{tg}\alpha'_P=\frac{D_y}{D_x}.$$

G se projette en G_{xy} dont les coordonnées sont x'_G et y'_G.

La distance entre G_{xy} et la droite OA_{xy} est:

$$a_{xy}=\frac{|x'_G\cdot D_y-y'_G\cdot D_x|}{\sqrt{D_x^2+D_y^2}}.$$

Les valeurs P_{xz}, P_{yz} et P_{xy} des projections de la force P dans les trois plans sont reprises au tableau 6, de même que la distance entre les projections du point G et celles de la ligne d'action de la force P.

g) Forces musculaires et ligamentaires équilibrant la force P et force de contact fémoro-tibiale

La force P, de composantes (P_7+D_z), D_x et D_y, connue pour chaque phase, tend à basculer le fémur sur le tibia, d'abord en dedans et en arrière, ensuite en dedans, enfin en dedans et en avant. Elle est équilibrée par des muscles et des ligaments. Ce que le tibia reçoit dans sa partie supérieure doit donc être un système de forces de l'espace équivalant à P.

Ces forces comportent une force de contact avec le fémur, des forces musculaires et des forces ligamentaires. Elles doivent être définies en grandeur et en position et présenter six paramètres inconnus qui seront à déterminer par les six conditions d'équivalence avec P dans l'espace. Les positions adoptées doivent être aussi proches que possible de la réalité que l'on ignore dans ses détails. Mais les résultats que

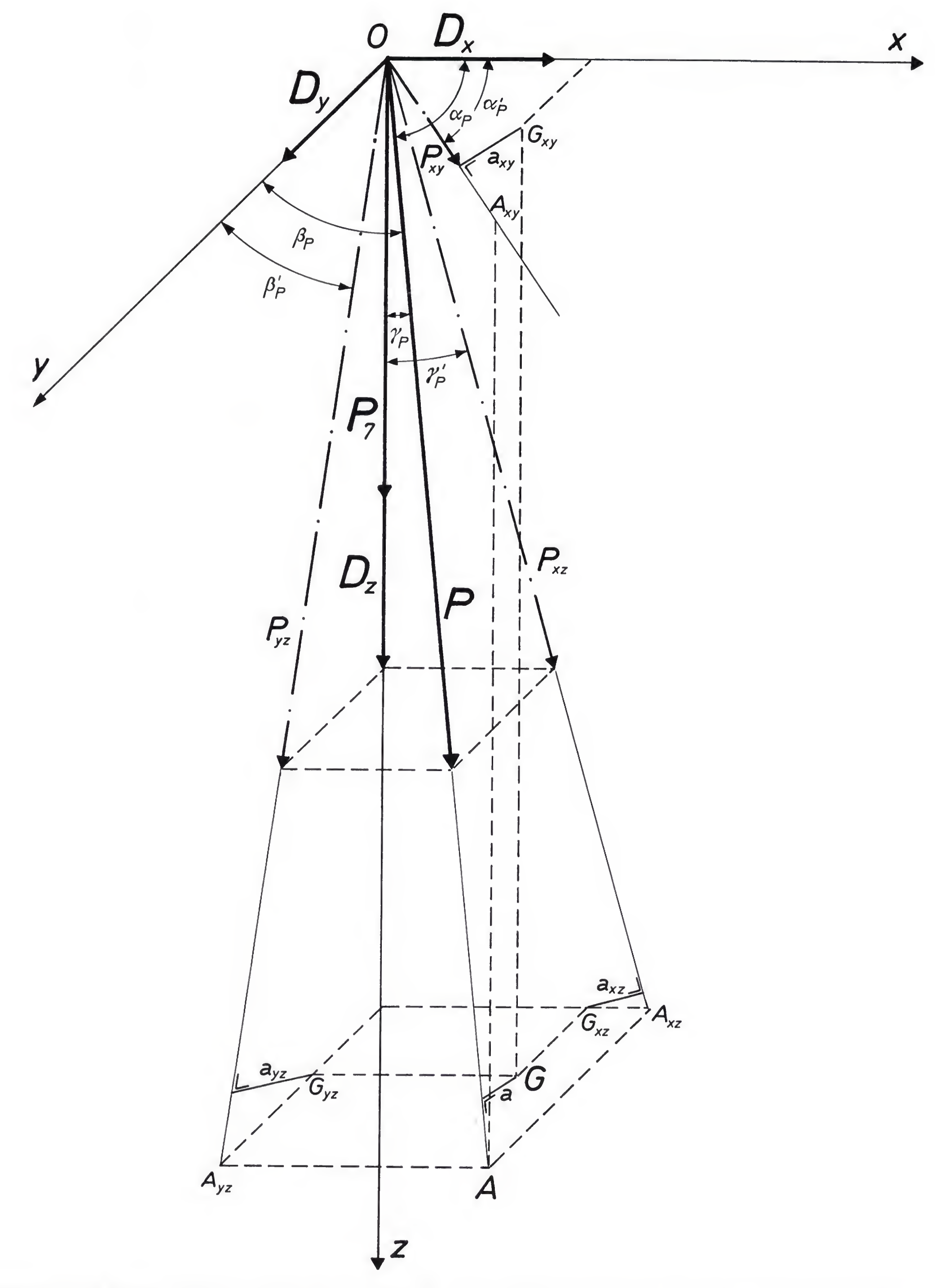


Figure 44. Ligne d'action de la force P par rapport au genou G. P_7: poids du corps moins la jambe et le pied en charge. D_z: composante verticale des forces fictives d'inertie. D_x: composante horizontale, suivant la direction de la marche, des forces fictives d'inertie. D_y: composante horizontale, suivant une direction perpendiculaire à la marche, des forces fictives d'inertie. P: force exercée excentriquement sur le genou par la masse partielle du corps. G: genou

l'on obtient à partir d'une stylisation saine et logique ne peuvent être fort différents de cette réalité et une modification de cette stylisation exerce sur les résultats des effets facilement calculables et peu considérables si l'on reste dans des limites logiques.

α) Stylisation

Commençons la stylisation en ramenant le tibia à une ligne droite t dont le point G est le point supérieur (figure 45). Les cosinus directeurs de la ligne GC peuvent se calculer puisque les angles de projection du tibia avec la verticale dans le plan sagittal xz, soit ϕ_4, et dans le plan frontal yz, soit ψ_4, sont connus à chaque phase de la marche. Il est facile de passer de ces angles, ϕ_4 et ψ_4, connus, aux cosinus directeurs du tibia GC de longueur t. Les cosinus directeurs du tibia GC sont $\cos\alpha_t$, $\cos\beta_t$, $\cos\gamma_t$, soit les cosinus des angles respectifs (GC,x) (GC,y) et (GC,z).
On a:

$$GA = t\cos\alpha_t, \quad GA = GF\,\mathrm{tg}\,\phi_4 = t\cos\gamma_t\cdot\mathrm{tg}\,\phi_4,$$

$$GE = t\cos\beta_t, \quad GE = GF\,\mathrm{tg}\,\psi_4 = t\cos\gamma_t\cdot\mathrm{tg}\,\psi_4,$$

$$GF = t\cos\gamma_t, \quad FC = GF\,\mathrm{tg}\,\gamma_t = t\cdot\sin\gamma_t$$

de plus:

$$\overline{GA}^2 + \overline{GE}^2 = \overline{FC}^2$$

soit

$$t^2\cdot\cos^2\gamma_t\cdot(\mathrm{tg}^2\,\phi_4 + \mathrm{tg}^2\,\psi_4)$$
$$= t^2\cdot\sin^2\gamma_t = t^2\cdot(1-\cos^2\gamma_t).$$

On en tire:

$$\cos^2\gamma_t\cdot(1+\mathrm{tg}^2\,\phi_4+\mathrm{tg}^2\,\psi_4)=1,$$

$$\cos\gamma_t = \frac{1}{\sqrt{1+\mathrm{tg}^2\,\phi_4+\mathrm{tg}^2\,\psi_4}},$$

$$\cos\beta_t = \frac{GE}{t} = \cos\gamma_t\cdot\mathrm{tg}\,\psi_4,$$

$$\therefore \cos\beta_t = \frac{\mathrm{tg}\,\psi_4}{\sqrt{1+\mathrm{tg}^2\,\phi_4+\mathrm{tg}^2\,\psi_4}},$$

$$\cos\alpha_t = \frac{GA}{t} = \cos\gamma_t\cdot\mathrm{tg}\,\phi_4,$$

$$\therefore \cos\alpha_t = \frac{\mathrm{tg}\,\phi_4}{\sqrt{1+\mathrm{tg}^2\,\phi_4+\mathrm{tg}^2\,\psi_4}}.$$

Les cosinus directeurs du tibia sont ainsi connus à chaque phase. Le calcul montre que le $\cos\alpha_t$ est négatif sauf pour la phase 12. Le cosinus β_t est toujours négatif. Le cosinus γ_t est toujours positif.

Imaginons ensuite que l'on soude rigidement au tibia, en G, un disque dont le plan π est perpendiculaire à t (figure 46)[6]. Les efforts agissant sur l'ensemble rigide plateau-tibia sont:

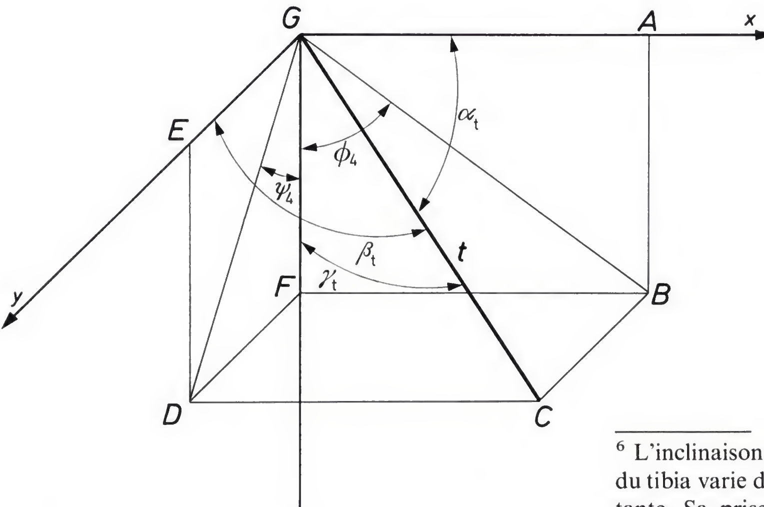


Figure 45. Angles directeurs. t: tibia. G: genou

[6] L'inclinaison du plan des plateaux sur l'axe longitudinal du tibia varie d'un individu à l'autre et est très peu importante. Sa prise en considération ne modifierait que de façon négligeable les résultats du calcul.

1. l'effort R appliqué en G suivant t. Cet effort peut être en gros considéré comme la force comprimant le fémur sur le tibia.

2. l'effort F, parallèle à R (provenant de la traction de muscles insérés sur le tibia), appliqué perpendiculairement au plateau en un point A d'un cercle de centre G et de rayon r. Le point A est déterminé sur le cercle par

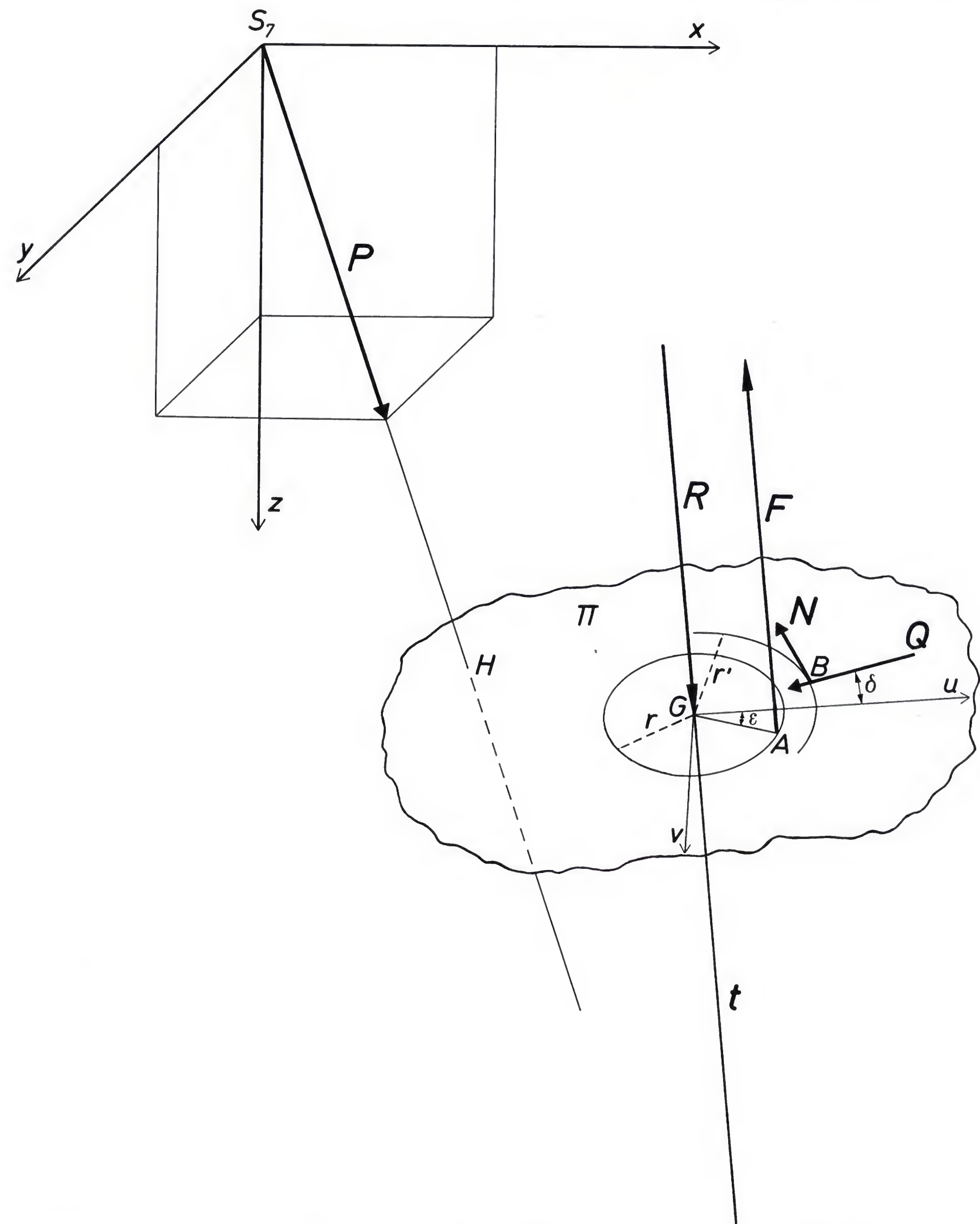


Figure 46. Forces exercées sur le genou durant la marche. G: centre du genou. P: force exercée excentriquement sur le genou par la masse partielle du corps. R: force de compression fémoro-tibiale. F: force musculaire parallèle à l'axe du tibia et participant à l'équilibre de P. N et Q: forces exercées dans le plan des plateaux tibiaux. t: axe du tibia. π: plan des plateaux tibiaux. H: point de percée de ce plan par la force P. B: point d'intersection des lignes d'action de N et Q. A: point de percée du plan π par la force F; Gu: dans le plan π, axe parallèle au plan zx. Gv: dans le plan π, axe perpendiculaire à Gu:

l'angle ε que forme GA avec un axe de référence Gu. Gu est dans le plan π et parallèle au plan sagittal xz.

3. deux efforts situés dans le plan du plateau et appliqués en un point B d'un cercle de centre G et de rayon r':

l'effort N tangent au cercle de rayon r'
l'effort Q radial, donc suivant BG.

Le point B est déterminé par l'angle δ formé par les axes Gu et GB.

L'effort F peut être considéré comme la composante parallèle à t de la résultante des tractions musculaires. Des mesures sur coupes anatomiques, entre le point G et la couronne de muscles et tendons qui entourent le genou, permettent de donner à r une valeur moyenne de 5 cm. Pour chaque phase, l'effort musculaire est situé par l'angle ε.

Les efforts musculaires et ligamentaires ont aussi une composante dans le plan du plateau. Tous les efforts dans le plan du plateau sont ramenés à N et Q avec la simple particularité que leur point d'intersection B est mis sur un cercle de rayon r'.

Le calcul qui suit montre que les valeurs fondamentales intéressantes R, F, ε sont indépendantes de r' qui n'intervient que dans les valeurs de N, Q et δ.

La valeur de r' possède par contre un minimum pour chaque phase. On peut prendre sans grand risque d'erreur un r' un peu supérieur à ce minimum si l'on désire évaluer les valeurs N, Q et δ.

Dans la situation ainsi stylisée, les données sont donc:

1. les composantes D_x, D_y et P_7+D_z de P en S_7

2. les cosinus directeurs du tibia cos α_t, cos β_t, cos γ_t et

3. les rayons r et r'.

Les inconnues sont R, F, ε et ensuite N, Q, δ. Ce sont les six inconnues qui rendent le problème possible et déterminé.

L'axe de référence Gu du plateau est choisi parallèle au plan xz. L'axe Gv lui est perpendiculaire dans le plateau comme indiqué à la figure 46.

Les cosinus directeurs de l'axe Gu, perpendiculaire au tibia et parallèle au plan xz, sont donc:

$$a_u=\frac{\cos\gamma_t}{\sin\beta_t},\qquad b_u=0,\qquad c_u=\frac{\cos\alpha_t}{\sin\beta_t}$$

et ceux de l'axe Gv sont:

$$a_v=-\frac{\cos\alpha_t}{\operatorname{tg}\beta_t},\qquad b_v=\sin\beta_t,\qquad c_v=-\frac{\cos\gamma_t}{\operatorname{tg}\beta_t}.$$

Dans le bilan énergétique total des forces qui ont été exploitées dans le modèle stylisé, représenté par la figure 46, nous avons tenu compte des forces massiques et des forces fictives d'inertie. Toutefois les couples fictifs d'inertie ont été négligés. Il manque donc des termes correspondant aux dérivées des moments cinétiques pour les diverses parties articulées.

La prise en compte de ces couples fictifs aurait demandé la connaissance d'un grand nombre de facteurs fournis par les moments d'inertie et non plus les poids des différentes parties: même si certaines de ces parties peuvent être assimilées, en grossière approximation, à des formes accessibles au calcul, leur composition interne n'est pas homogène. Les multiples estimations que l'on devrait faire pour tenir compte de ces couples fictifs rendraient le calcul assez aléatoire.

Les mouvements de rotation relatifs sont lents et de faible amplitude. Ceux de certaines parties du corps compensent ceux d'autres parties. L'effet des couples d'inertie reste donc peu important et de très loin inférieur à celui des forces fictives d'inertie. Il semble pouvoir être négligé sans modification notable du résultat final.

β) Calcul

En identifiant P et le groupe de forces R, F, N, Q qui vient d'être défini, on adopte les axes u, v, t.

Si M_x, M_y, M_z sont les moments de P par rapport à des axes passant par G et parallèles respectivement à x, y, z (avec le sens du tire-bouchon), on a, avec G dont les coor-

Tableau 7. Force musculaire normale et force de compression fémoro-tibiale exercées sur le genou en charge

Phase	R[kg]	F[kg]	ε	R_1[kg]	F_1[kg]	R_2[kg]	F_2[kg]	R_f[kg]
	$r=5$ cm			$r=7.6$ cm		$r=2.4$ cm		
12	353	292.54	− 23° 4′	252.92	192.46	669.92	609.47	346.18
13	257.3	185.94	− 41°17′30″	193.69	122.33	458.73	387.37	256.62
14	247.03	175.55	− 31°43′	186.97	115.49	437.21	365.73	245.94
15	96.95	57.13	− 35°42′	77.41	37.59	158.85	119.03	97.56
16	91.17	52.45	− 62° 1′30″	73.23	34.50	147.99	109.26	91.73
17	54.3	25.69	− 85°44′30″	45.52	16.90	82.14	53.52	54.88
18	89.24	55.56	−115°20′30″	70.24	36.55	149.44	115.75	90.03
19	112.13	72.97	−138° 2′30″	87.17	48.01	191.18	152.02	112.61
20	165.76	115.93	−151°54′30″	126.1	76.27	291.35	241.52	166.02
21	199.14	136.4	−163°38′30″	152.48	89.74	346.92	284.18	199.49
22	201.3	142.3	−163°43′	152.6	93.6	355.46	296.47	203.54
23	297.66	242.55	−164°51′30″	214.7	159.57	560.43	505.32	307.71

données x'_G, y'_G, z'_G sont connues:

$$\left.\begin{aligned} M_x &= D_y \cdot z'_G - (P_7 + D_z) \cdot y'_G \\ M_y &= (P_7 + D_z) \cdot x'_G - D_x \cdot z'_G \\ M_z &= D_x \cdot y'_G - D_y \cdot x'_G \end{aligned}\right\} \text{quantités connues.}$$

Les équations de projection sur les axes u, v, t s'écrivent:

$$-N \cdot \sin\delta - Q \cdot \cos\delta = a_u \cdot D_x + b_u \cdot D_y + c_u \cdot (P_7 + D_z) = A,$$

$$-N \cdot \cos\delta + Q \cdot \sin\delta = a_v \cdot D_x + b_v \cdot D_y + c_v \cdot (P_7 + D_z) = B,$$

$$R - F = D_x \cdot \cos\alpha_t + D_y \cdot \cos\beta_t + (P_7 + D_z) \cdot \cos\gamma_t = C.$$

Les équations de moment par rapport à (u, v, t) sont:

$$F_r \cdot \sin\varepsilon = a_u \cdot M_x + b_u \cdot M_y + c_u \cdot M_z = D,$$

$$F_r \cdot \cos\varepsilon = a_v \cdot M_x + b_v \cdot M_y + c_v \cdot M_z = E,$$

$$-N r' = M_x \cdot \cos\alpha_t + M_y \cdot \cos\beta_t + M_z \cdot \cos\gamma_t = K.$$

A, B, C, D, E, K sont connus. On en tire:

$$N = -\frac{K}{r'}, \qquad \operatorname{tg}\varepsilon = \frac{D}{E},$$

$$F^2 = \frac{D^2 + E^2}{r^2}, \qquad R = C + F,$$

$$Q^2 = A^2 + B^2 - N^2, \qquad \sin\delta = \frac{BQ - AN}{Q^2 + N^2}.$$

Comme Q^2 doit être positif, on doit avoir:

$$A^2 + B^2 > N^2 = \frac{K^2}{r'^2} \quad \text{donc:} \quad r'^2 > \frac{K^2}{A^2 + B^2},$$

$$r' > \frac{K}{\sqrt{A^2 + B^2}}.$$

C'est le minimum de r' permettant la solution pour chaque phase. Ce minimum évolue de 3 à 8 cm. On pourrait sans inconvénient adopter dans tous les cas $r' = 10$ cm pour calculer N, Q et δ. En effet, la valeur de r' n'intervient pas pour R, F, ε et r' peut évidemment être tel que le point B tombe à l'extérieur du membre. Ainsi conduit, le calcul donne les résultats des trois premières colonnes du tableau 7.

Nous connaissons donc la force R, force de compression transmise du fémur au tibia par le point G. Mais la force R peut croiser l'axe de flexion du tibia sur le fémur n'importe où entre les centres de courbure O_1 du condyle médial et O_2 du condyle latéral, sans que l'équilibre soit rompu. Nous avons donc calculé les valeurs extrêmes de R et de F. Elles s'obtiennent pour R croisant le centre du condyle médial O_1, soient R_1 et F_1, ou le centre de courbure du condyle latéral O_2, soient R_2 et F_2 (tableau 7).

Lorsque la force de compression R_1 croise le centre de courbure O_1 du condyle médial, la distance r entre la force musculaire F_1 et

le point O_1 est augmentée, $r=7{,}6$ cm. Au contraire si la force R_2 croise le centre de courbure O_2 du condyle latéral, la distance r entre la force musculaire F_2 et le point O_2 est diminuée, $r=2{,}4$ cm.

γ) Analyse critique de la solution adoptée

La solution ci-dessus découle d'une stylisation du problème et ne vaut que ce que vaut cette stylisation. Quelques considérations s'imposent pour justifier celle-ci.

Nous orientons la force musculaire F par ε et nous trouvons la valeur de ε à chaque stade de la marche. Cela correspond bien à la réalité. En effet, la force P perce le plan π en un certain point H dont les coordonnées sont:

$$u=-\frac{a_v\cdot M_x+b_v\cdot M_y+c_v\cdot M_z}{D_x\cdot\cos\alpha_t+D_y\cdot\cos\beta_t+(P_7+D_z)\cdot\cos\gamma_t},$$

$$v=\frac{a_u\cdot M_x+c_u\cdot M_z}{D_x\cdot\cos\alpha_t+D_y\cdot\cos\beta_t+(P_7+D_z)\cdot\cos\gamma_t},$$

$$t=0.$$

Ce point H est orienté par rapport à l'axe u par ε' et $\operatorname{tg}\varepsilon'=-v/u$. On retrouve la $\operatorname{tg}\varepsilon=D/E$ vue précédemment. Il est logique que le basculement du plateau dû à P appelle la traction de muscles dont l'action est diamétralement opposée par rapport à G car, en fait, $\varepsilon=\varepsilon'+180°$.

La figure 47 représente le disque π vu de haut. L'axe u est dans le sens de la marche. Les croix situent les points successifs d'application de la force F sur le cercle de rayon r. Les cercles situent l'azimut du point H de percée de P dans π. Les études électromyographiques (Basmajian, 1967; Blaimont et al., 1971) confirment les positions successives de la force musculaire F diamétralement opposée à P par rapport à G.

Levons encore une objection que l'on pourrait élever contre cette conception. Nous avons disposé le disque π perpendiculairement au tibia et admis que R avait la direction de t avec F parallèle. Pourquoi ne pas souder un plateau perpendiculaire au fémur et mettre R et F suivant le fémur et parallèlement à celui-ci? Le calcul de ce cas est simple. Il suffit de calculer les cosinus directeurs du fémur $\cos\alpha_f$, $\cos\beta_f$, $\cos\gamma_f$ avec ϕ_2 et ψ_2 au lieu de ϕ_4 et ψ_4. Le résultat est remarquable. Il fournit les valeurs de R du tableau précédent à quelques unités près. Les valeurs de R ainsi obtenues sont portées dans le tableau 7 sous la désignation R_f.

En réalité, il s'agit donc bien de la force de contact. Elle est suivant t (tibia) *et* f (fémur) quand $\beta_{2,4}$ (angle fémur-tibia) $=0$. Elle est oblique de peu sur t ou f quand $\beta\neq0$. Il s'agit pratiquement de l'action et de la réaction de

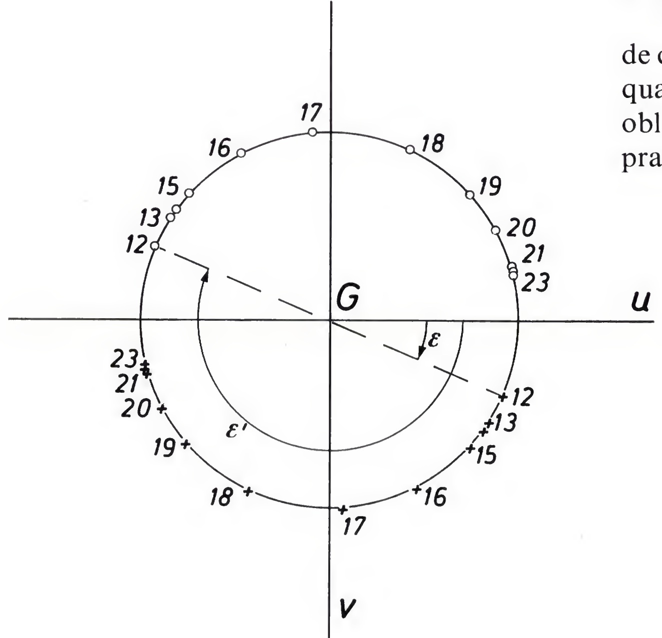


Figure 47. Plan des plateaux tibiaux. Orientation des forces P et F. G: centre du genou. ε: angle formé par la droite postéro-antérieure Gu et la ligne joignant G au point d'application de la force musculaire F dans le plan des plateaux tibiaux. ε': angle formé par la ligne Gu et le rayon GH passant par le point d'intersection de la force P dans le plan des plateaux tibiaux

contact et cela confère aux résultats toute leur valeur.

Mais l'équilibre exige l'action des forces Q et N dans le plan du plateau π. En se référant aux résultats précédents, la valeur de la résultante R_π de ces forces est:

$$R_\pi = \sqrt{Q^2+N^2} = \sqrt{A^2+B^2}.$$

Le tableau 8 donne les valeurs de R_π pour chaque phase de l'appui monopodal si l'on considère le plateau π fixé au tibia. La force R_π est la composante des efforts musculaires et ligamentaires, tangentielle aux plateaux tibiaux. Elle est essentiellement fournie par les ligaments croisés et par les muscles les plus inclinés sur l'axe longitudinal du tibia.

Tableau 8. Force tangentielle exercée sur le genou en charge

Phase	R_π[kg]	r'[cm]
12	9	−22.99
13	21.50	2.45
14	20.12	− 3.64
15	11.89	− 1.86
16	8.32	1.85
17	5.83	2.56
18	5.61	8.23
19	7.83	8.79
20	13.07	8.86
21	18.38	7.84
22	21.55	7.83
23	35.98	9.70

Un raisonnement simple montre que la force R_π passe par le point H de percée de P dans le plateau π. En effet, si au point H on décompose P en une composante $P_\perp$ perpendiculaire au plan π et une composante P_π située dans le plan π, la composante $P_\perp$ perpendiculaire au plan π doit équilibrer la résultante de R et F, tandis que la composante P_π située dans le plan π équilibre la résultante de N et Q, ce qui l'oblige à passer par le point H.

On contrôlera aussi que la projection T de P sur le plan π rend bien la valeur de R_π (figure 48). Pour cela on recherche le point de percée de la perpendiculaire abaissée de S_7 sur le plan π, soit H' dont les coordonnées

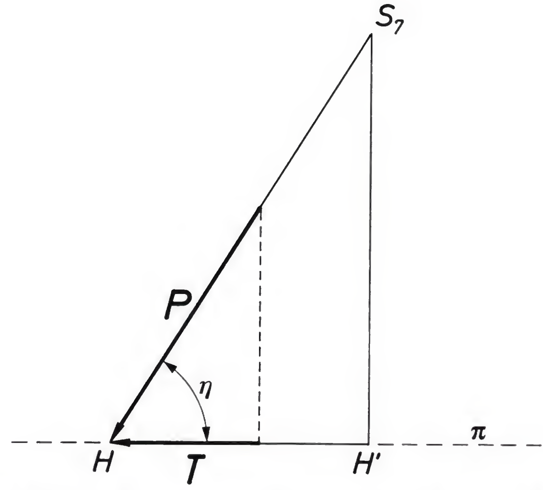


Figure 48. Plan perpendiculaire aux plateaux tibiaux et déterminé par la ligne d'action de P. H: point de percée du plan π par la ligne d'action de P. H': projection du centre de gravité partiel S_7 dans le plan π

sont:

$$u_{H'} = -(a_u \cdot x'_G + b_u \cdot y'_G + c_u \cdot z'_G),$$

$$v_{H'} = -(a_v \cdot x'_G + b_v \cdot y'_G + c_v \cdot z'_G),$$

$$t_{H'} = 0.$$

Comme le montre la figure 48,

$$T = P \cdot \cos\eta \quad \text{et} \quad \overline{HH'} = \overline{S_7 H} \cdot \cos\eta.$$

Le calcul donne:

$$\overline{HH'} = \sqrt{A^2+B^2} \cdot \frac{x'_G \cdot \cos\alpha_t + y'_G \cdot \cos\beta_t + z'_G \cdot \cos\gamma_t}{D_x \cdot \cos\alpha_t + D_y \cdot \cos\beta_t + (P_7+D_z) \cdot \cos\gamma_t},$$

$$\overline{S_7 H} = \sqrt{D_x^2+D_y^2+(P_7+D_z)^2} \cdot \frac{x'_G \cdot \cos\alpha_t + y'_G \cdot \cos\beta_t + z'_G \cdot \cos\gamma_t}{D_x \cdot \cos\alpha_t + D_y \cdot \cos\beta_t + (P_7+D_z) \cdot \cos\gamma_t},$$

soit

$$T = \sqrt{A^2+B^2} \text{ puisque } \sqrt{D_x^2+D_y^2+(P_7+D_z)^2} = P.$$

On retrouve bien la valeur de R_π.

On peut finalement rechercher la valeur de la distance d_1 du point G à la droite $\overline{HH'}$, la ligne d'action de R_π. Pour cela, on calcule d'abord le coefficient angulaire de la droite $\overline{HH'}$ dans le plan (u, v), soit

$$\operatorname{tg}\theta = \frac{v_H - v_{H'}}{u_H - u_{H'}}$$ qui se met sous la forme

$$\operatorname{tg}\theta = \frac{a_v \cdot D_x + b_v \cdot D_y + c_v \cdot (P_7 + D_z)}{a_u \cdot D_x + b_u \cdot D_y + c_u \cdot (P_7 + D_z)} = \frac{B}{A}$$

(figure 49).

On écrira ensuite l'équation de la droite HH', en exprimant qu'elle passe par un ou l'autre point H ou H', puisque l'on connaît son coefficient angulaire, par exemple:

$$v - v_H = \frac{B}{A} \cdot (u - u_H) \quad \text{ou encore}$$

$$Av - Bu - Av_H + Bu_H = 0.$$

La distance d_1 de G à cette droite vaut:

$$d_1 = \frac{Av_H - Bu_H}{\sqrt{A^2 - B^2}}$$

et cette valeur de d_1 prend les formes successives:

$$d_1 = \frac{AD + BE}{c \cdot \sqrt{A^2 + B^2}} = -\frac{K}{\sqrt{A^2 + B^2}}$$

qui est en fait la valeur minimale à attribuer à r', comme expliqué plus haut. Cette valeur de d_1 fixe donc la valeur de r' et entraîne l'annulation de Q. Les valeurs de r', pour chaque phase d'appui, sont reprises au tableau 8 pour le plateau π fixé au tibia.

h) Courbes illustrant la charge transmise du fémur au tibia et l'effort musculo-ligamentaire tangentiel aux plateaux tibiaux

Les forces R, exercée perpendiculairement aux surfaces articulaires du tibia, et R_π, exercée tangentiellement à celles-ci durant l'appui du membre inférieur droit, sont illustrées par les courbes figure 50.

La courbe supérieure en trait plein (G) représente la force R, c'est-à-dire la charge transmise du fémur au tibia durant les phases d'appui du membre inférieur droit, lorsque

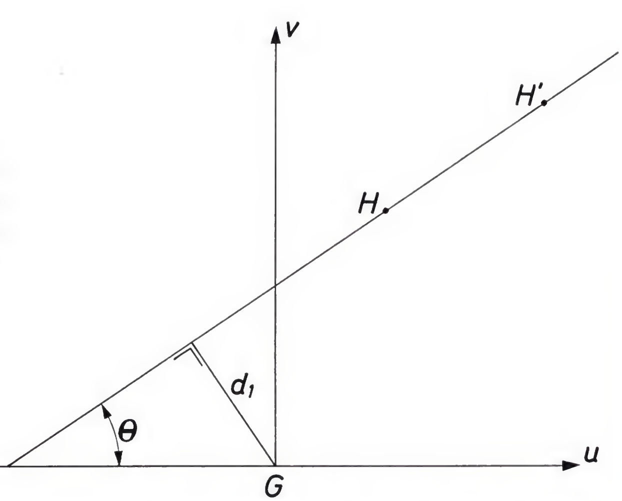


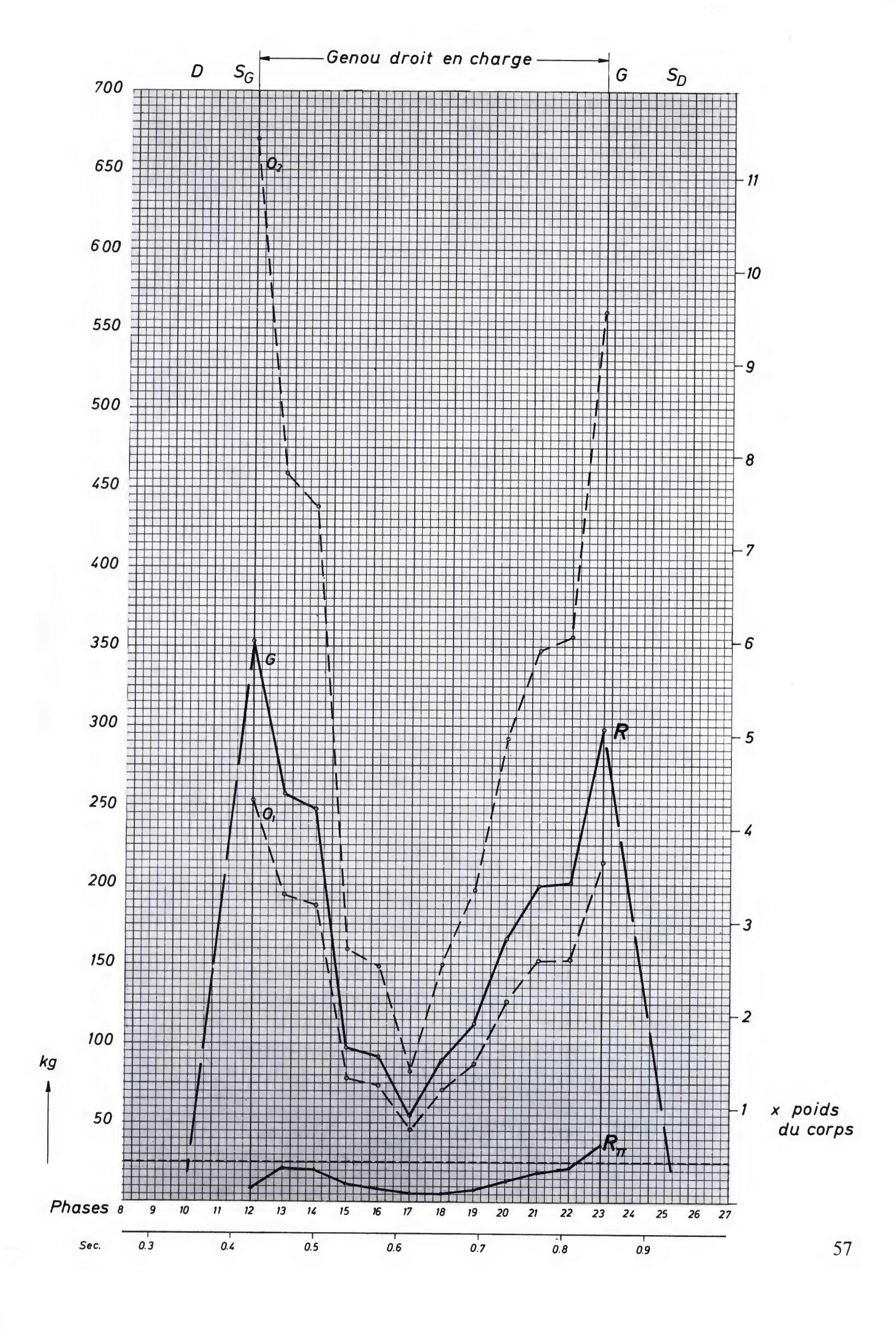
Figure 49. Plan des plateaux tibiaux. θ: angle formé par la ligne joignant H et H' et la ligne postéro-antérieure Gu dans le plan π des plateaux tibiaux. Gv: perpendiculaire à Gu dans le plan π. d_1: distance entre le point G et la ligne HH'

cette force croise le point G, central sur l'axe de flexion du genou. Elle est encadrée par des courbes en traits interrompus (O_1 et O_2) donnant les valeurs extrêmes que peut atteindre R en se déplaçant sur l'axe de flexion du genou entre les centres de courbure O_1 du condyle médial et O_2 du condyle latéral.

Les résultats permettant de dessiner la courbe ont été obtenus en supposant un appui exclusif sur le membre inférieur droit à la phase 12 et à la phase 23. Comme le pied gauche quitte le sol au cours des 0,038 sec que dure la phase 12 et reprend appui au cours de la phase 23, les valeurs maximales réelles de R se trouvent entre 353 kg (phase 12) et 257,3 kg (phase 13) au début de l'appui monopodal, entre 201,3 kg (phase 22) et 297,66 kg (phase 23) à la fin de l'appui exclusif sur le membre inférieur droit.

Pour le sujet étudié, pesant 58,700 kg, la force R transmise du fémur au tibia atteint rapidement un maximum d'environ 6 fois le poids du corps. Pour comparaison, il faut rappeler qu'en station debout, avec appui symé-

Figure 50. R: grandeur de la force de compression fémoro-tibiale durant la marche. G: lorsque sa ligne d'action passe par le point central de l'axe de flexion du genou. O_1: lorsque sa ligne d'action passe par le centre de courbure O_1 du condyle médial. O_2: lorsque sa ligne d'action passe par le centre de courbure O_2 du condyle latéral. R_π grandeur de la force musculo-ligamentaire exercée tangentiellement aux plateaux tibiaux ►


Genou droit en charge
D
S_G
G
S_D
700
650
600
550
500
450
400
350
300
250
200
150
100
50
kg
O_2
G
O_1
R
R_π
11
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
x poids
du corps
Phases
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
Sec.
0.3
0.4
0.5
0.6
0.7
0.8
0.9

trique sur les deux pieds, chaque genou ne supporte que 43% du poids du corps comme l'illustre le pointillé transversal (figure 50).

Durant les phases d'appui, la force R subit des fluctuations considérables dues aux accélérations du centre de gravité S_7 et aux variations de distance entre le genou et la ligne d'action de la force P provoquée par la masse S_7. De près de six fois le poids du corps, elle tombe à moins d'une fois celui-ci puis remonte à quatre fois. Au cours de la marche, le genou supporte donc une charge considérable provoquant un martèlement continuel de l'articulation.

La courbe inférieure en trait plein illustre la force R_π exercée dans le plan des surfaces articulaires des plateaux tibiaux par la composante des efforts ligamentaires et musculaires tangentielle à ces surfaces articulaires.

i) Force de contact patello-fémorale

D'après les études électromyographiques (Basmajian, 1967; Blaimont et al., 1971; Shinno, 1961, 1968b), le quadriceps est actif durant les phases 12 à 14, peut-être 15, de la marche. Cette constatation corrobore ce que l'on pouvait logiquement concevoir. En effet, durant ces phases, la force P agit derrière le genou. Elle doit donc être équilibrée par une force F s'exerçant devant le genous (figure 46). Comment le tendon rotulien intervient-il dans cette force?

La force F a été considérée comme traversant le plan π des plateaux tibiaux en un point A sur une circonférence de rayon r (5 cm) ayant G pour centre. La situation du point A sur la circonférence est déterminée par l'angle ε que forment le rayon GA et une droite passant par G dans le plan π et parallèle au plan xz.

F peut être remplacée par deux autres forces équivalentes et parallèles, S et F', agissant respectivement en G, centre de la circonférence, et en D, croisement des alignements CB et GA. S agit vers le bas en G et $F'=F+S$ agit vers le haut en D (figures 51 et 52).

$$F'=\frac{rF}{e}, \qquad S=F'-F=\frac{rF}{e}-F=F\frac{r-e}{e}$$

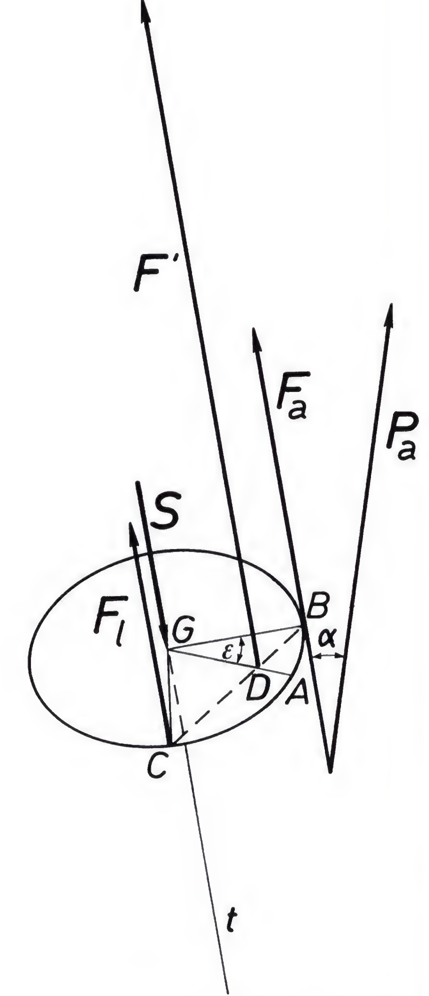


Figure 51. G: centre du plateau perpendiculaire à l'axe longitudinal du tibia. A: point d'application de la force F (non représentée, voir fig. 46). F': force musculaire. F_a: composante antérieure de F', parallèle au tibia. F_l: composante latérale de F', parallèle au tibia. S: force exercée en G. D: point d'application de F'. B: point d'application de F_a. C: point d'application de F_l. P_a: force exercée par le tendon rotulien. ε: angle formé par les rayons GB et GA. α: angle formé par la force P_a et sa composante F_a

La force S s'ajoute à la force de contact fémoro-tibiale R.

La force F' en D peut se décomposer de manière statiquement équivalente en deux autres forces parallèles agissant respectivement en B et C (figure 51), soit F_a en B et F_l en C. Les composantes F_l et F_a sont telles que (figures 51 et 52):

$$d\cdot F_l=a\cdot F_a \quad \text{et} \quad F_l+F_a=F',$$

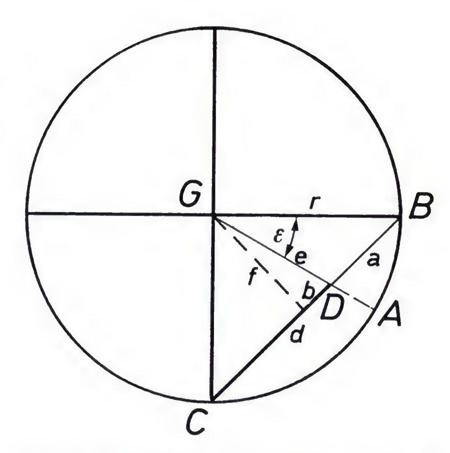


Figure 52. Mêmes signes que pour la figure 51. a=distance BD. b=distance entre la droite f et le point D. d=distance CD. e=distance GD. f=médiane du triangle CGB

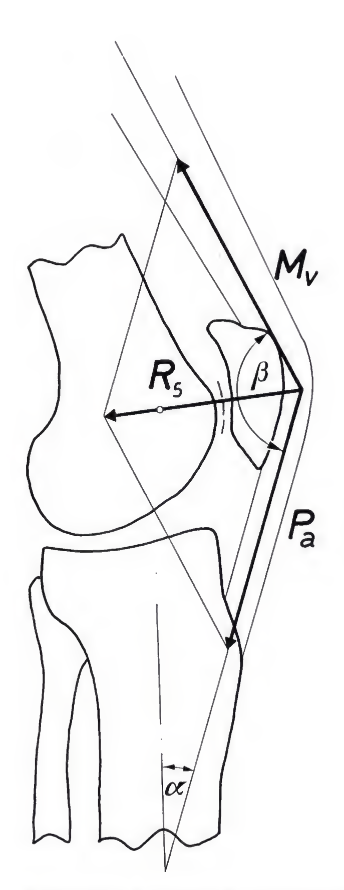


Figure 53. La force R_5 appuyant la rotule contre le fémur est la résultante des forces exercées par le quadriceps M_v et par le tendon rotulien P_a. β: angle formé par les lignes d'action de P_a et de M_v. α: angle formé par la ligne d'action de P_a et l'axe du tibia

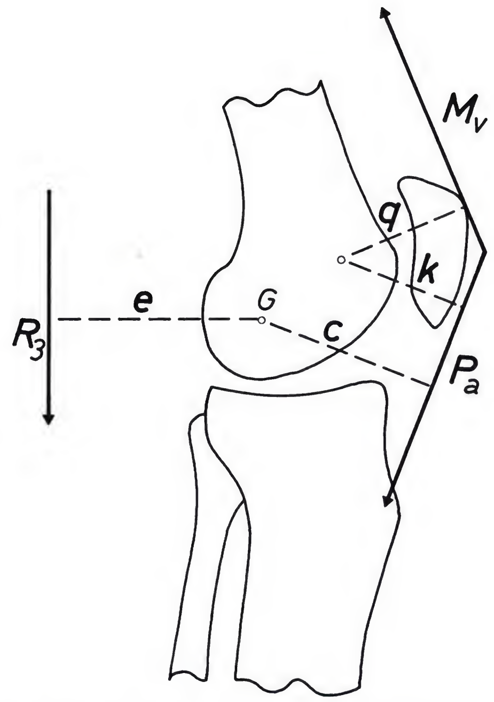


Figure 54. G: axe du genou. P_a= force exercée par le tendon rotulien. M_v=force exercée par le quadriceps. k= bras de levier au bout duquel la force P_a agit sur la rotule. c= bras de levier au bout duquel P_a mobilise le tibia. q= bras de levier de la force M_v. R_3= force fléchissante. e= bras de levier de R_3

$$a = r \cdot \sin 45°[1 - \mathrm{tg}(45° - \varepsilon)],$$

$$d = r \cdot \sin 45°[1 + \mathrm{tg}(45° - \varepsilon)],$$

$$e = \frac{r \cdot \cos 45°}{\cos(45° - \varepsilon)}.$$

La force F_a est la composante parallèle à l'axe tibial de la force P_a exercée par le tendon rotulien. Pour calculer P_a, nous avons d'abord déterminé sur des radiographies du genou l'angle β que forme la direction du tendon rotulien avec celle du tendon quadricipital, de même que l'angle α formé par la direction du tendon rotulien avec l'axe du tibia. (figure 53). Nous avons supposé que la force P_a s'exerce au centre du tendon rotulien, la force M_v au centre du tendon quadricipital, tous deux visibles en radiographie. Nous avons ensuite mesuré le bras de levier de chacune de ces forces par rapport au centre de courbure de la surface portante patello-fémorale. (k pour P_a, q pour M_v) (figure 54). Les bras de levier k du tendon rotulien P_a et

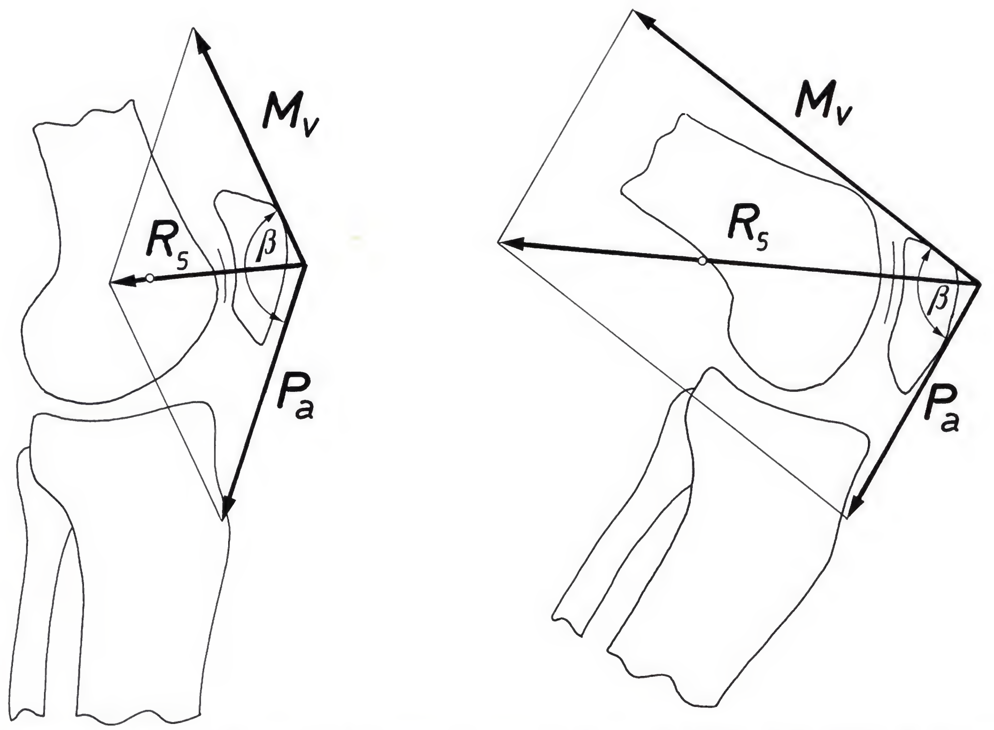


Figure 55. La force R_5 s'accroît fortement lorsque le genou est fléchi. Ceci résulte de la fermeture de l'angle β et du raccourcissement du bras de levier de la force M_v par rapport à celui de la force P_a

q du tendon quadricipital M_v ne sont pas nécessairement égaux. Ils varient et diffèrent considérablement l'un de l'autre au cours de la flexion du genou. Les forces M_v et P_a diffèrent elles aussi l'une de l'autre puisque:

$$M_v \cdot q = P_a \cdot k.$$

Il ne faut pas confondre le bras de levier k au bout duquel la force P_a agit sur la rotule et équilibre la force M_v d'une part, et le bras de levier c au bout duquel la force P_a étend le genou sur le fémur et équilibre la force fléchissante R_3 d'autre part.

La force P_a peut maintenant être calculée de même que la force M_v exercée par le muscle quadricipital.

$$P_a = \frac{F_a}{\cos\alpha}, \qquad M_v = \frac{P_a \cdot k}{q}.$$

La résultante R_5 de P_a et M_v appuie la rotule contre le fémur (figure 55). Elle se calcule aisément.

$$R_5 = \sqrt{P_a^2 + M_v^2 + 2\,P_a \cdot M_v \cdot \cos\beta}.$$

Ses valeurs pour les phases 12 à 15 sont reprises au tableau 16 (page 137).

La force de compression patello-fémorale atteint trois fois le poids du corps au début de l'appui monopodal et décroît rapidement. Elle est beaucoup moins élevée au cours de la marche que durant la flexion statique du genou, par exemple lors de l'accroupissement.

La force de compression résultante R_5 peut aussi être déterminée graphiquement. Sa direction correspond à la droite joignant l'intersection des forces M_v et P_a et le centre géométrique de courbure de la surface portante patello-fémorale.

R_5 doit être perpendiculaire à cette surface puisqu'il y a équilibre. La force R_5 s'accroît considérablement avec la flexion du genou en charge. Ceci provient en premier lieu de la fermeture de l'angle β formé par les lignes d'action des forces M_v et P_a et aussi du raccourcissement du bras de levier de la force M_v (figure 55).

B. Surfaces portantes de l'articulation fémoro-tibiale

Nous connaissons les forces exercées sur le genou, particulièrement la charge *R*. Il faut maintenant définir l'étendue des surfaces articulaires qui transmettent cette charge.

La forme sphérique de l'articulation coxo-fémorale a permis à Kummer (1968, 1969) de déterminer par le calcul les surfaces portantes de la hanche dans ses différentes positions. En ce qui concerne le genou, la géométrie de l'articulation et la présence des ménisques rendent impossible pareil mode de détermination. C'est la raison pour laquelle nous avons été obligé de mesurer directement les surfaces articulaires en charge sur des radiographies de pièces anatomiques (Maquet et al., 1975).

1. Technique

Dix genoux d'amputation et de cadavres frais ont été prélevés et conservés dans la glycérine de façon à préserver la souplesse des parties molles. Les ligaments et la capsule ont été soigneusement respectés. Le tibia et le péroné sont sciés perpendiculairement à leur axe diaphysaire, immédiatement sous l'insertion des ligaments collatéraux et du tendon rotulien. Le fémur est de même scié transversalement au-dessus des condyles. Ainsi la capsule n'est ouverte qu'au niveau de son cul-de-sac sous-quadricipital. Par cette ouverture, le paquet adipeux de Hoffa est excisé. La rotule est laissée en place. Une injection d'eau colorée dans la cavité articulaire, suivie de mobilisation, permet de repérer les fuites éventuelles par la partie inférieure de la capsule, en particulier par la gaine du tendon poplité. Toute ouverture est minutieusement suturée jusqu'à obtenir l'étanchéité complète.

La pièce ainsi préparée est fermement fixée par une vis à un statif rectangulaire en plexiglas (figure 56). Celui-ci présente deux fentes, l'une en dedans, l'autre en dehors du genou. Il s'appuie sur deux supports entre lesquels peut être glissée une cassette chargée d'un film radiographique. La préparation sera en effet soumise à une exploration radiographique systématique.

Le calque d'un premier cliché radiographique de profil permet de déterminer la courbe formée par les axes de flexion successifs du genou (figure 57 et voir page 39). Une broche de Steinmann est ensuite introduite dans le fémur passant par le point supérieur de l'«Evolute» de chaque condyle. Ces points se trouvent sur l'axe de flexion lors de l'extension complète. Une seconde broche de Steinmann, située sous le statif, est solidarisée avec la première par deux coapteurs de Charnley qui tra-

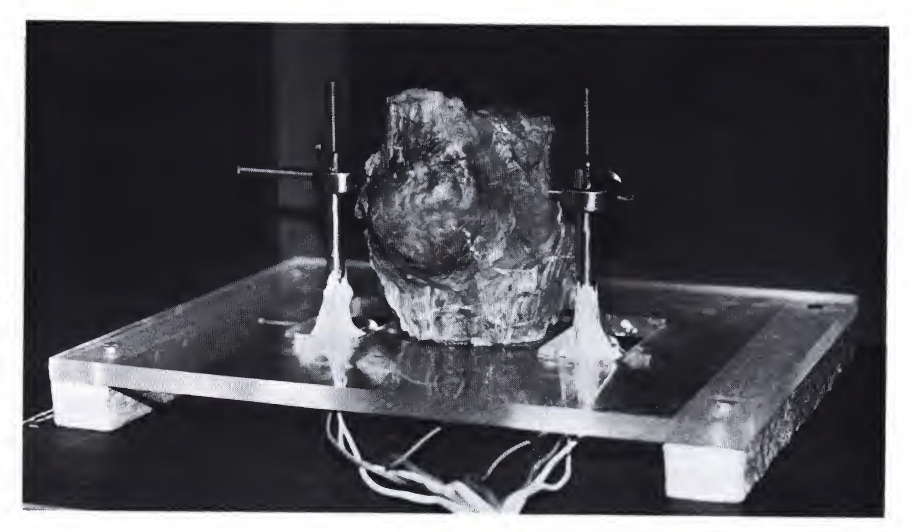


Figure 56. La pièce anatomique est fixée par une vis à un support de plexiglas. Des coapteurs de Charnley équipés de jauges de contraintes sont placés de part et d'autre du genou à travers deux fentes pratiquées dans le support et réservées à cet effet

Figure 57. Radiographie de profil de la pièce anatomique avec la courbe formée par les axes de flexion successifs

versent les fentes ménagées à cet effet dans le plexiglas, de part et d'autre du genou. Les tiges des coapteurs ne sont filetées que sur une partie de leur hauteur. Sur l'autre partie, elles sont équipées de jauges de contraintes fixées par une colle à base d'araldite. Les jauges sont raccordées à un pont de Wheatstone. Elles mesurent les contraintes de traction exercées dans chaque coapteur et, après étalonnage, permettent de lire immédiatement la charge supportée par l'articulation. Par le cul-de-sac sous-quadricipital, une suspension de sulfate de baryum est injectée dans l'articulation qui est mobilisée pour permettre la diffusion du fluide opaque.

Les coapteurs sont alors serrés symétriquement jusqu'à obtenir une compression de 200 à 250 kg. Elle représente la charge. Toute compression plus forte déforme l'appareillage utilisé. Un cliché radiographique, pris selon un rayon dirigé de haut en bas, fait apparaître des images claires là où la suspension opaque a été expulsée par la compression des pièces articulaires, c'est-à-dire entre les surfaces transmettant la charge. Ces plages claires sont entourées d'une bordure sombre formée par le produit opaque refoulé. La limite entre zones sombres et zones claires est assez bien marquée, sauf parfois en flexion dans la région antérieure de l'appui. A partir du cliché radiographique, les contours des zones claires sont calqués sur papier transparent. On obtient ainsi les surfaces qui transmettent la charge. La figure 58 en montre un exemple. Les surfaces sont ensuite mesurées à l'aide d'un planimètre. Trois déterminations sont effectuées dont on prend la moyenne. Un cliché radiographique de profil met en évidence le degré de flexion de l'articulation.

Après relâchement de la compression, la broche fémorale est extraite et réintroduite plus bas sur l'«Evolute» en un point correspondant à une autre position de flexion du genou. Les coapteurs sont à nouveau serrés symétriquement de façon à obtenir une compression de 200 à 250 kg. L'articulation prend une nouvelle position, correspondant à l'axe choisi. L'équilibre est évidemment instable. Aussi, pour cinq de nos genoux, un troisième clou de Steinmann a été introduit d'arrière en avant dans le fragment fémoral et soutenu par un bloc de bois placé derrière la pièce anatomique. Les surfaces portantes sont déterminées dans la nouvelle position (figure 58b).

La présence de la troisième broche appuyée sur un bloc de bois modifie la charge transmise par le genou. La force de compression exercée par les coapteurs atteint 250 kg. Le bloc de bois se trouve 70 mm derrière l'axe de flexion du genou. Si la broche de Steinmann, au lieu de traverser l'«Evolute» de Fick, se trouve 5 mm derrière celle-ci, la force exercée par la troisième broche sur le bloc de bois vaut

$$\frac{250 \times 5}{70} = 18 \text{ kg}$$

La force de compression transmise par l'articulation vaut alors 232 kg au lieu de 250 kg. La présence de la troisième broche ne change donc pas son ordre de grandeur.

La force exercée par les coapteurs et celle exercée sur le bloc de bois sont toutes deux verticales. Par conséquent, la force résultante agissant sur l'articulation fémoro-tibiale est aussi verticale. Puisqu'il y a équilibre, sa ligne d'action passe par l'axe géométrique de flexion du genou et est perpendiculaire aux plateaux tibiaux.

C'est pourquoi les surfaces portantes mesurées dans les cinq genoux équipés d'une troisième broche ne diffèrent pas de celles mesurées dans les genoux en équilibre sans broche additionnelle.

L'expérience est répétée un certain nombre de fois, la broche fémorale étant introduite de plus en plus bas sur la courbe des axes de flexion, jusqu'à ce que celle-ci soit complètement parcourue. Chaque fois, un cliché radiographique, rayon dirigé de haut en bas, met en évidence les surfaces portantes dont les contours sont calqués (figure 58 b et c). Un autre cliché, de profil, indique avec exactitude la flexion du genou.

La quantité de sulfate de baryum n'est pas suffisante pour remplir la bourse sous-quadricipitale et nous nous assurons chaque fois qu'aucune poche de suspension ne se superpose aux surfaces en contact.

Les broches de Steinmann sont alors extraites. Après mobilisation du genou, une dernière radiographie montre l'aspect de l'articulation sans compression: les surfaces articulaires sont alors tapissées de suspension opaque (figure 58 d).

Nous avons, en fin d'expérience, vérifié l'état anatomique des genoux étudiés. Chez tous, les ménisques, étaient intacts et aucun signe d'arthrose n'était visible macroscopiquement. L'intégrité anatomique de nos pièces peut ainsi être affirmée.

A titre complémentaire, dans 4 genoux les ménisques ont ensuite été excisés par incisions antérieures et postérieures de la capsule. Celle-ci ayant été soigneusement suturée, l'expérience de mise en compression est répétée sur l'articulation ainsi dégarnie de ses ménisques.

Les dimensions de toutes les articulations examinées sont ramenées, par règle de trois, à celles du sujet I de Braune et Fischer, dont la largeur des plateaux tibiaux est égale à 8 cm. Cette réduction de toutes les surfaces mesurées à un commun dénominateur non seulement élimine les variations anatomiques entre nos pièces mais supprime l'effet de l'agrandissement radiographique.

2. *Résultats*

L'articulation mise en place, une compression de 200 à 250 kg est exercée sur elle par l'intermédiaire de la broche de Steinmann introduite dans les condyles fémoraux. Sous l'effet de cette compression, le genou, muni de ses ligaments et de sa capsule, prend spontanément la position correspondant à la situation de la broche de Steinmann sur l'«Evolute» de Fick.[7] Ainsi est satisfaite la loi physique selon laquelle, à l'équilibre, la résultante des forces croise l'axe géométrique de flexion.

Les clichés radiographiques représentent la projection dans un même plan des différents éléments opaques traversés par le rayonnement. Ainsi les images obtenues dans notre expérience ne reproduisent pas exactement les surfaces qui transmettent la charge mais bien leur projection dans un plan perpendiculaire à la ligne d'action de cette charge et tangentiel aux plateaux tibiaux. Or, pour le calcul des contraintes moyennes, c'est l'étendue de cette projection qui doit être retenue et non celle des surfaces portantes elles-mêmes. Etant donné la faible profondeur des plateaux tibiaux, l'une diffère d'ailleurs très peu de l'autre. L'expérience nous donne donc des dimensions directement utilisables pour autant qu'elles aient été ramenées à un commun dénominateur, les dimensions du genou du sujet I de Braune et Fischer, que nous avons choisi arbitrairement comme exemple.

Lors de la mise en charge de l'articulation maintenue en extension complète, les surfaces

[7] Dans les cinq cas où nous avons réussi à faire passer le broche de Steinmann exactement par l'«Evolute» de Fick dans les deux condyles fémoraux.

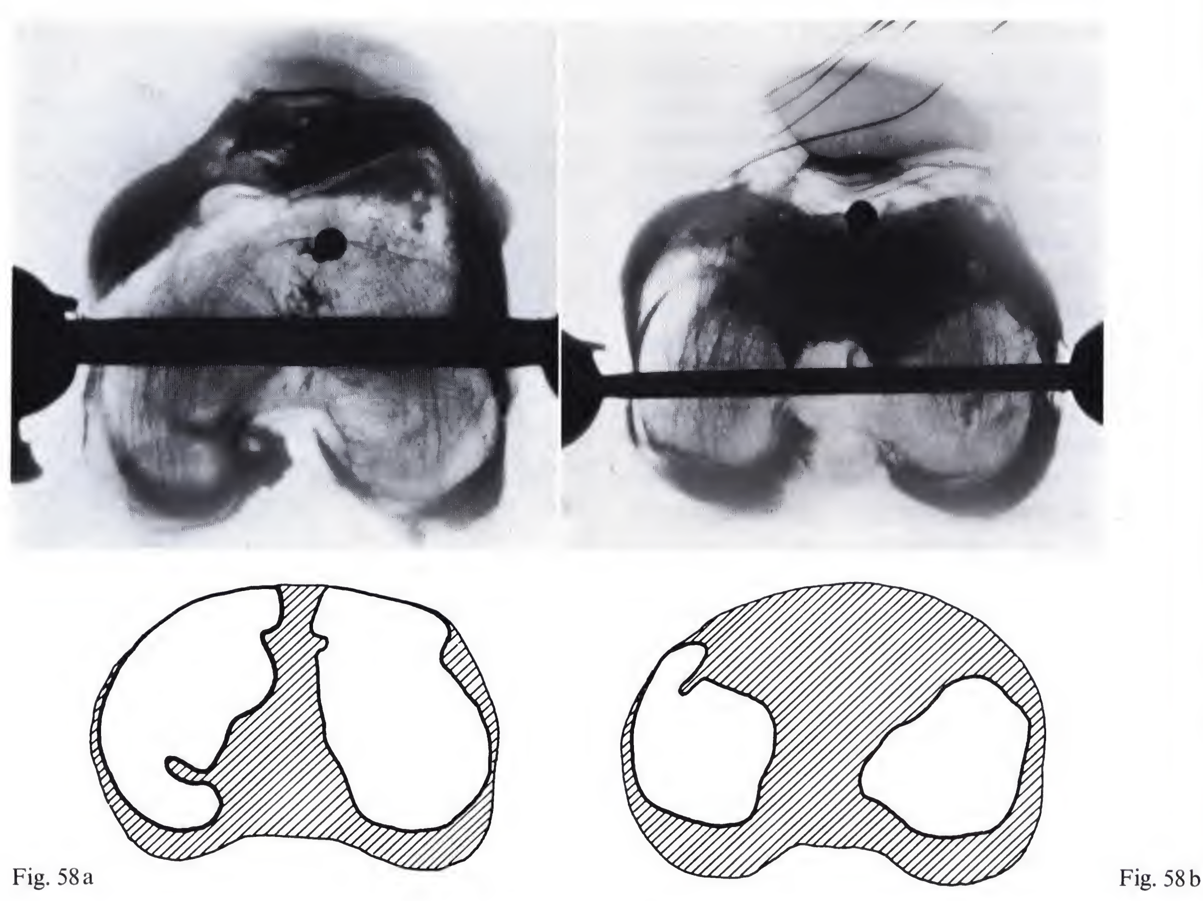


Fig. 58a Fig. 58b

Figure 58a–d. Radiographies montrant une coupe du genou rempli de sulfate de baryum et calques des surfaces portantes. (a) Sous compression, genou en hyperextension à 5°. (b) Sous compression, genou fléchi à 45°. (c) Sous compression, genou fléchi à 75°. (d) Sans compression

mesurées varient entre 18,22 cm^2 et 21,95 cm^2 avec une moyenne de 20,13 cm^2. Au cours de la flexion, les surfaces portantes se déplacent d'avant en arrière sur les plateaux tibiaux. En même temps elles diminuent progressivement d'étendue, atteignant une moyenne de 11,61 cm^2 entre 90° et 110°. Elles se répartissent assez symétriquement entre les plateaux médial et latéral. Cette distribution dépend évidemment de la mise en charge. Nous appliquons une charge centrée car l'image radiographique suggère qu'un genou normal supporte une charge bien centrée, comme nous le verrons ultérieurement. Le cliché radiographique figure 58a montre un genou en hyperextension de 5°, supportant une charge bien centrée de 200 à 250 kg. La figure 58a reproduit aussi le calque tracé à partir de la radiographie et délimitant les surfaces portantes entourées de produit opaque. Lorsque l'articulation, soumise à la même compression, est fléchie à 45° (figure 58b), les surfaces transparentes se réduisent et n'occupent plus la partie antérieure des plateaux tibiaux. Elles sont déplacées vers l'arrière. Pour une flexion de 75° (figure 58c), les surfaces portantes sont encore diminuées et localisées à la partie postérieure des plateaux tibiaux.

La comparaison des trois calques illustre, dans le cas choisi, la réduction progressive des surfaces portantes au cours de la flexion (figure 58).

Lorsque la pièce d'expérience n'est plus soumise à compression extérieure, du produit

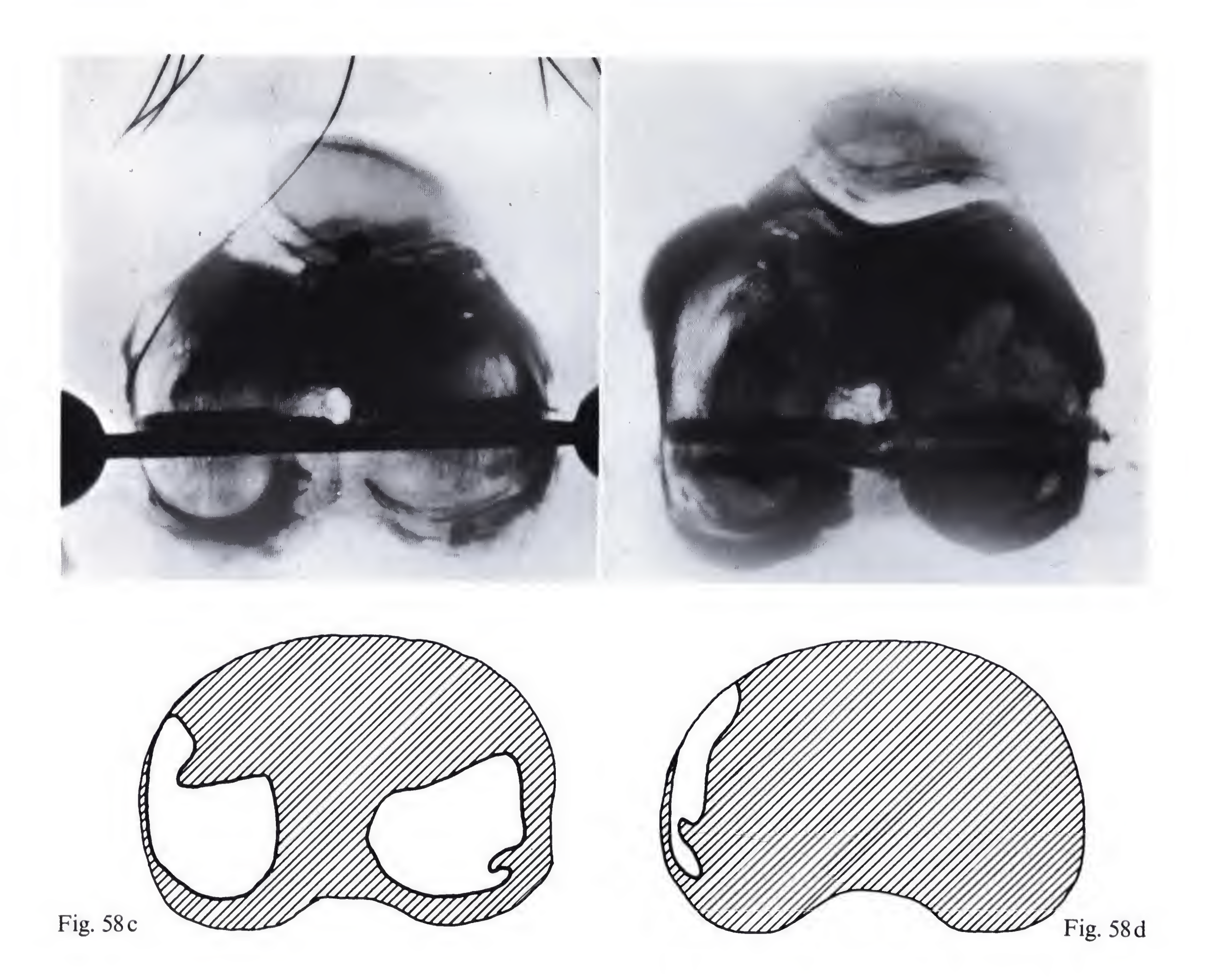


Fig. 58c

Fig. 58d

opaque s'introduit entre fémur et tibia (figure 58d). Seule une petite zone dont une partie correspond à la corne antérieure du ménisque interne n'en est pas couverte. De la suspension opaque s'est infiltrée dans deux des canaux creusés précédemment par les clous de Steinmann. Il s'agit d'un artefact.

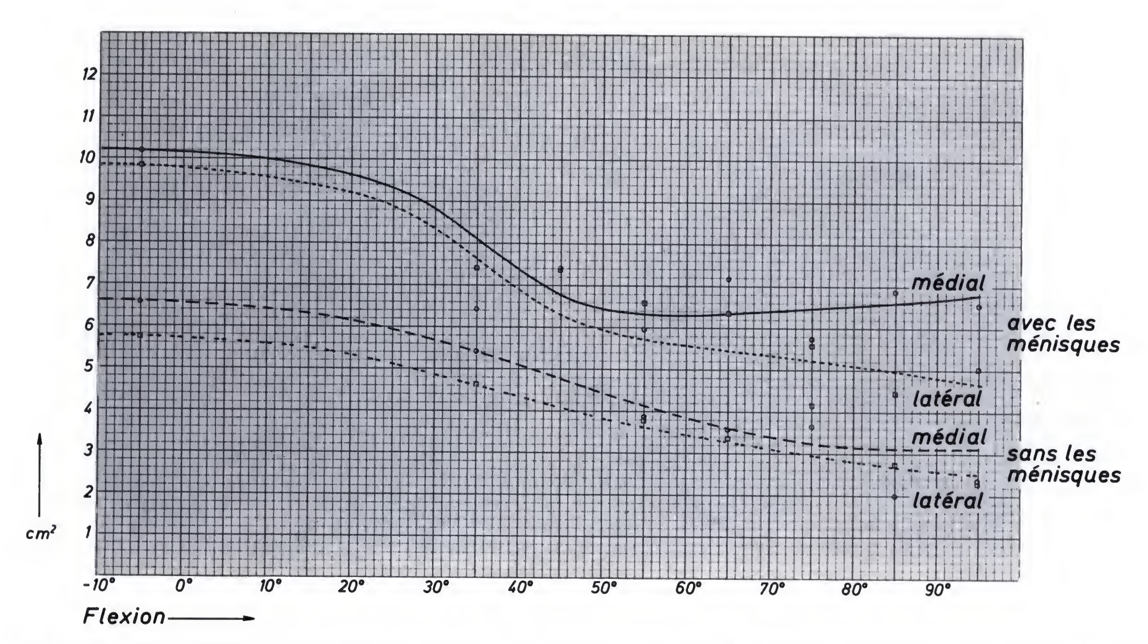


Figure 59. En ordonnées, les surfaces portantes. En abscisses, le degré de flexion. Courbes supérieures: genou intact, —— plateau médial, ······ plateau latéral. Courbes inférieures: après excision des ménisques, ----- plateau médial, -- -- -- plateau latéral

La courbe moyenne des surfaces portantes par rapport à la flexion du genou est tracée à partir de ces résultats expérimentaux. Le degré de flexion est porté en abscisses, la surface en cm² en ordonnées (figure 59). Les courbes supérieures représentent les surfaces portantes des plateaux tibiaux médial et latéral en fonction de la flexion. Ces surfaces sont à peu près les mêmes pour les deux plateaux.

La courbe supérieure de la figure 60 représente la surface portante totale du genou en fonction de la flexion.

Ces courbes permettent de déterminer immédiatement les surfaces portantes à chacune des phases de la marche, pour lesquelles nous connaissons la position de l'articulation. Les valeurs moyennes obtenues sont reportées au tableau 9.

Durant la marche, la surface portante du genou droit en charge varie entre 19,9 cm² et 17 cm² chez le sujet I de Braune et Fischer choisi comme exemple. La charge se répartit à peu près également sur les deux plateaux.

Tableau 9. Surfaces portantes fémoro-tibiales et contraintes moyennes de compression articulaires

Phases	Angle $\beta_{2,4}$ de Fischer	Surfaces portantes fémoro-tibiales [cm²]			Contraintes moyennes de compression articulaires [kg/cm²]
		Plateau médial	Plateau latéral	Total	
12	23°35′	9.34	8.92	18.25	19.342
13	28°35′	8.74	8.26	17	15.135
14	24°45′	9.26	8.84	18.1	13.716
15	18°31′	9.65	9.25	18.9	5.130
16	12°29′	9.94	9.46	19.4	4.699
17	7°42′	10.03	9.62	19.65	2.763
18	3°48′	10.10	9.70	19.8	4.507
19	1°26′	10.14	9.76	19.9	5.635
20	0°38′	10.14	9.76	19.9	8.330
21	0°43′	10.14	9.76	19.9	10.007
22	3°29′	10.10	9.70	19.8	10.153
23	9°38′	10	9.55	19.55	15.226

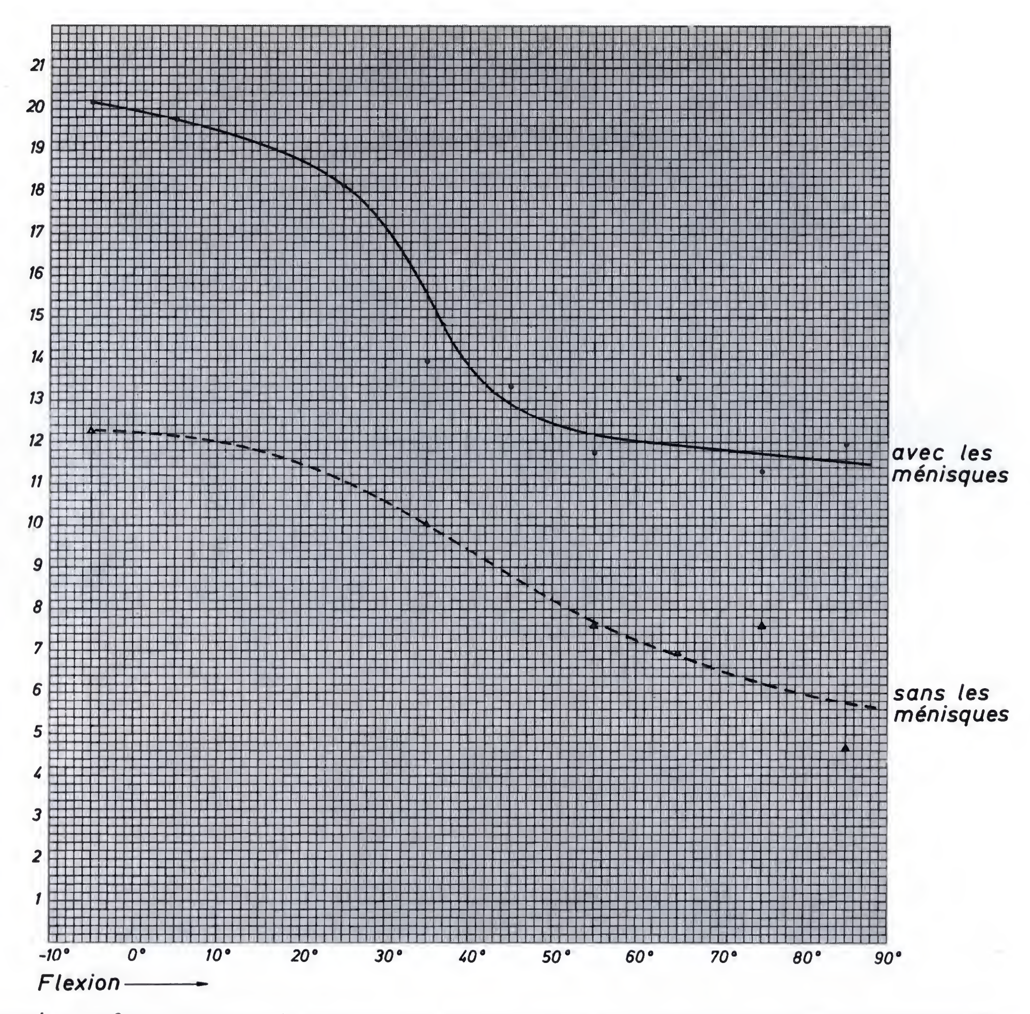


Figure 60. En ordonnées, surfaces portantes de l'articulation fémoro-tibiale supportant une charge d'environ 225 kg. En abscisses, degré de flexion du genou. Courbe supérieure: genou intact. Courbe inférieure: après excision des ménisques

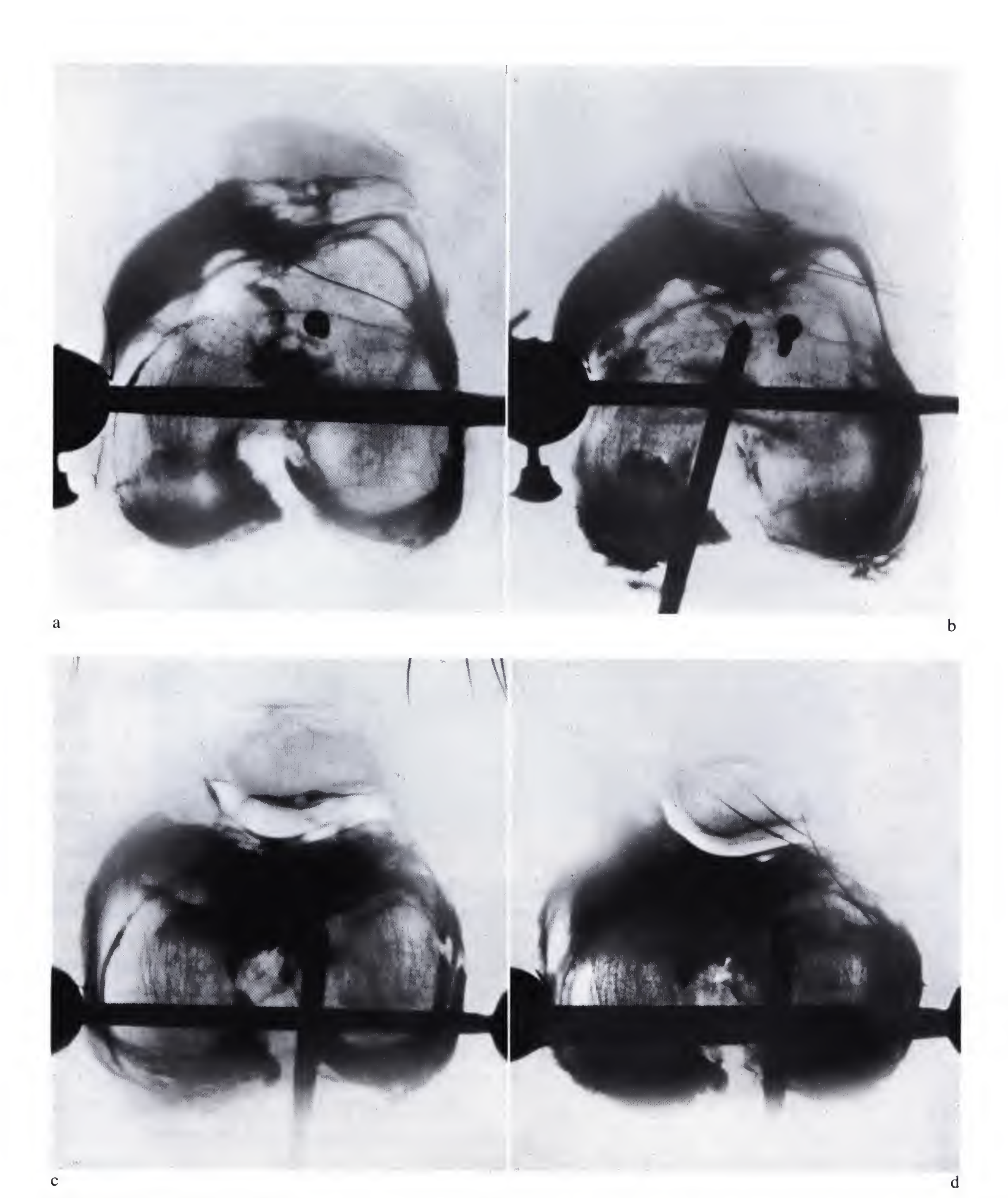
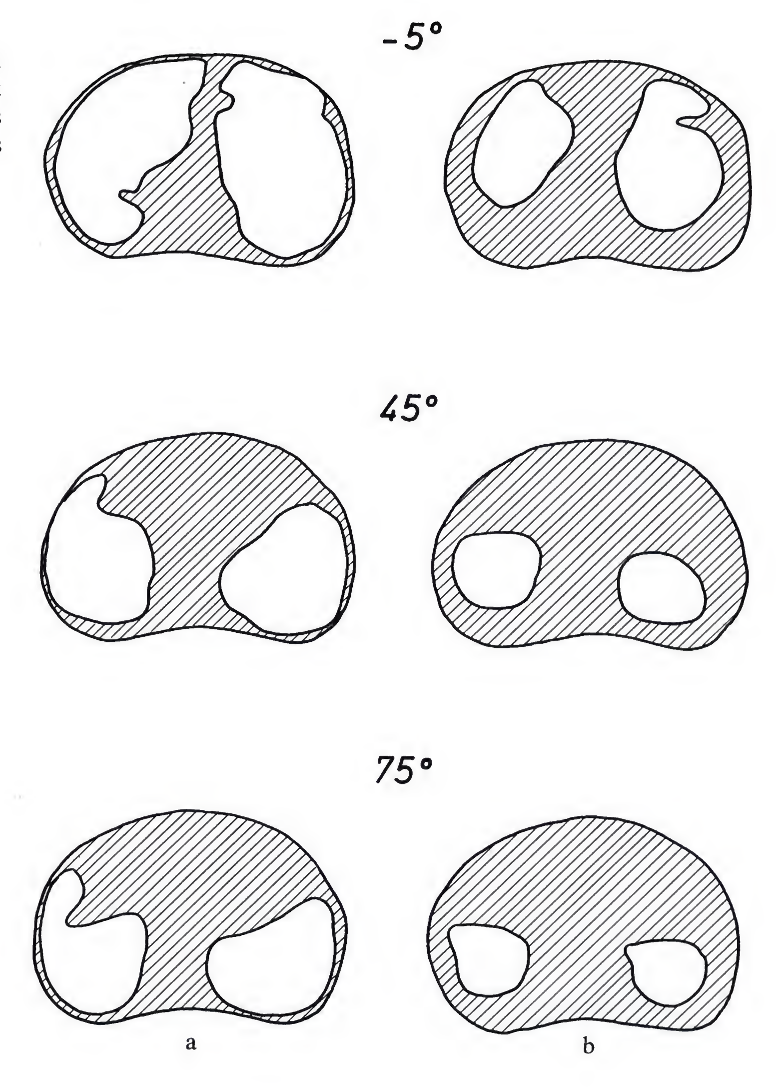


Figure 61 a–d. Radiographies montrant une coupe du genou rempli de sulfate de baryum. (a) Avec les ménisques, en extension. (b) Sans les ménisques, en extension. (c) Avec les ménisques, en flexion. (d) Sans les ménisques, en flexion

Figure 62. Calques des surfaces portantes en hyperextension de 5°, à 45° de flexion et à 75° de flexion. A gauche, genou avec ses ménisques. A droite, genou sans ménisques



Les surfaces déterminées avant et après méniscectomie montrent clairement que les ménisques participent à la transmission de la charge (figure 61 a à d). Pour une même position, les surfaces portantes d'un genou garni de ses ménisques sont beaucoup plus étendues que celles d'un genou sans ménisques. Après méniscectomie, la suspension de sulfate de baryum remplit l'espace précédemment occupé par les ménisques. La figure 62 représente, à gauche (figure 62 b), les contours des surfaces portantes d'un genou intact mis en charge en hyperextension à 5°, en flexion à 45° et en flexion à 75°. A droite (figure 12 b), les ménisques ont été excisés.

La comparaison entre les courbes supérieures et les courbes inférieures des figures 59 et 60 met en évidence la réduction des surfaces portantes qu'entraîne la méniscectomie. En flexion, les ménisques constituent même la plus grande partie des surfaces portantes. Leur excision ramène celles-ci au contact direct entre fémur et tibia. Le rayon de courbure des plateaux tibiaux et celui des condyles fémoraux étant différents, ce contact direct ne dépend plus que de l'élasticité du cartilage articulaire qui s'écrase légèrement sous l'effet de la compression.

C. Contraintes de contact articulaires

Nous avons déterminé en II, A, la charge *R* exercée sur le genou au cours de la phase d'appui monopodal du pas. En II, B, nous avons mesuré la projection des surfaces portantes fémoro-tibiales du genou mis correctement en charge, dans différentes positions allant de l'extension à la flexion. Comme Fischer (1900) nous donne le degré de flexion du fémur sur le tibia (angle $\beta_{2,4}$) aux différentes phases de la marche, nous possédons ainsi tous les éléments nécessaires pour calculer les contraintes moyennes de contact et leur évolution au cours du pas.

Nous les obtenons en divisant la charge supportée par l'étendue des surfaces qui transmettent cette charge, projetées dans un plan perpendiculaire à l'axe du tibia. Ces valeurs figurent au tableau 9 pour chaque phase du pas durant l'appui monopodal.

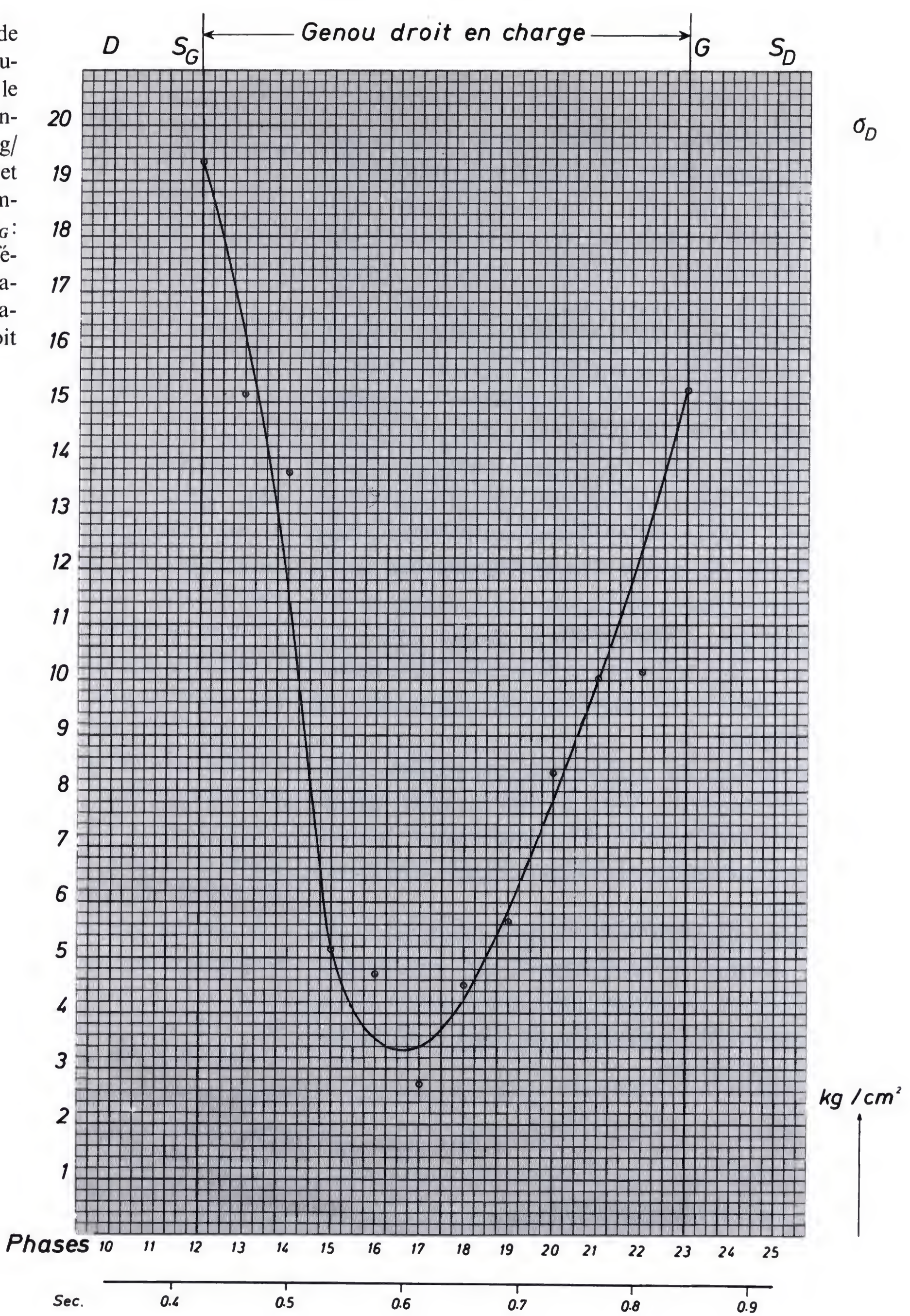
Les contraintes réelles ne correspondent évidemment aux contraintes moyennes calculées que si elles se distribuent uniformément sur l'ensemble des surfaces portantes. Or, comme Pauwels l'a démontré au niveau de la hanche, la zone d'os dense sous-chondral matérialise le diagramme des contraintes articulaires. Au genou, cette zone est constituée de deux cupules soulignant chacune un plateau tibial (figure 63). Ces cupules aplaties sont d'épaisseur partout pratiquement égale. De leur forme, on peut déduire que les contraintes de compression se distribuent uniformément sur les surfaces portantes du genou normal. Par conséquent, la force *R* s'exerce au centre de gravité des surfaces portantes. Les contraintes articulaires correspondent donc bien aux contraintes moyennes calculées.

La pression articulaire dans le genou varie entre 19,3 kg/cm^2 et 2,8 kg/cm^2 au cours des différentes phases de l'appui monopodal du membre en charge. Atteignant 19,3 kg/cm^2 dès que le pied du côté opposé quitte le sol (phase 12), elle descend rapidement à environ 3 kg/cm^2 lorsque le centre de gravité partiel S_7 du corps croise le plan frontal dans lequel se trouve le genou (phase 17). Elle augmente ensuite jusqu'à 15 kg/cm^2 à la fin de la période d'appui sur le genou étudié (phase 23). Son évolution est illustrée par la courbe figure 64.

Des travaux de Kummer (1968, 1969) et d'Amtmann et Kummer (1968), on peut déduire qu'une pression maximale de 16 à 20 kg/cm^2 s'exerce dans l'articulation coxo-fémorale. La concordance entre ces résultats et les nôtres, obtenus par des voies complètement différentes, confirme la validité de nos résultats.

Figure 63. La forme du tissu osseux dense soulignant les plateaux tibiaux correspond à celle du diagramme des contraintes

Figure 64. Contraintes de compression articulaires durant la phase d'appui sur le pied droit. En ordonnées, contraintes de compression en kg/cm². En abscisses, temps et phases de la marche. *D*: impact du talon droit au sol. S_G: oscillation du membre inférieur gauche. *G*: impact du talon gauche au sol. S_D: oscillation du membre inférieur droit



III. Conclusion

Nous possédons maintenant tous les paramètres qui permettent de définir la sollicitation mécanique que subit le genou normal dans les conditions physiologiques en station debout et durant la marche. La force exercée sur le genou en station debout immobile avec appui symétrique sur les deux pieds est constituée par la moitié du poids du corps diminué des deux jambes et des deux pieds. En station debout avec appui sur un seul pied, le genou supporte le poids du corps diminué de la jambe et du pied en charge, en même temps que des forces musculaires qui équilibrent cette partie du corps. Durant la marche il est soumis aux forces statiques et dynamiques développées par la masse de la même partie du corps et à des forces musculaires et ligamentaires nécessaires au maintien de l'équilibre et à la marche.

L'étendue des surfaces portantes articulaires a été mesurée. Nous avons pu ainsi déterminer les contraintes de compression articulaires physiologiques. Elles sont de l'ordre de 20 kg/cm^2.

Connaissant la sollicitation mécanique du genou normal et les facteurs qui ont permis de la définir, nous pouvons maintenant aborder la recherche systématique de la pathogénie de la gonarthrose.

Chapitre V. Pathogénie de la gonarthrose d'origine mécanique

I. Analyse théorique des causes de gonarthrose

L'analyse géométrique des forces exercées sur le genou permet de déterminer quelles sont les causes possibles d'un déplacement de la charge *R* et d'en envisager les conséquences. Nous étudierons la projection des forces d'abord dans le plan frontal, ensuite dans le plan sagittal, enfin dans le plan horizontal.

Dans un genou normal (figure 65a), la force *P* développée par la masse du corps diminuée de la jambe et du pied en charge s'exerce en dedans du genou. Elle évoque un effort musculaire latéral *L*. La construction du parallélogramme des forces donne la résultante *R* qui normalement croise le centre de gravité des surfaces portantes du genou. La ligne d'action de la force *P* est indiquée par une droite prolongeant le vecteur *P*. La ligne d'action du hauban musculaire latéral *L* est connue. Le vecteur *L* est porté dans le dessin et prolongé par une droite qui coupe la ligne d'action de *P*. Du point d'intersection, une troisième ligne est tracée qui passe au centre de gravité des surfaces portantes du genou et coupe l'axe de flexion de l'articulation en *G* (figure 19). La grandeur de la force *P* et sa ligne d'action peuvent être calculées pour chaque phase de la marche. Elles permettent de déterminer, par le dessin ou par le calcul, la grandeur de la force *L* et celle de la résultante *R* des forces *P* et *L*.

C'est à partir du schéma normal des forces projetées dans le plan frontal, puis dans le plan sagittal et enfin dans le plan horizontal que les causes possibles d'un déplacement de *R* seront analysées.

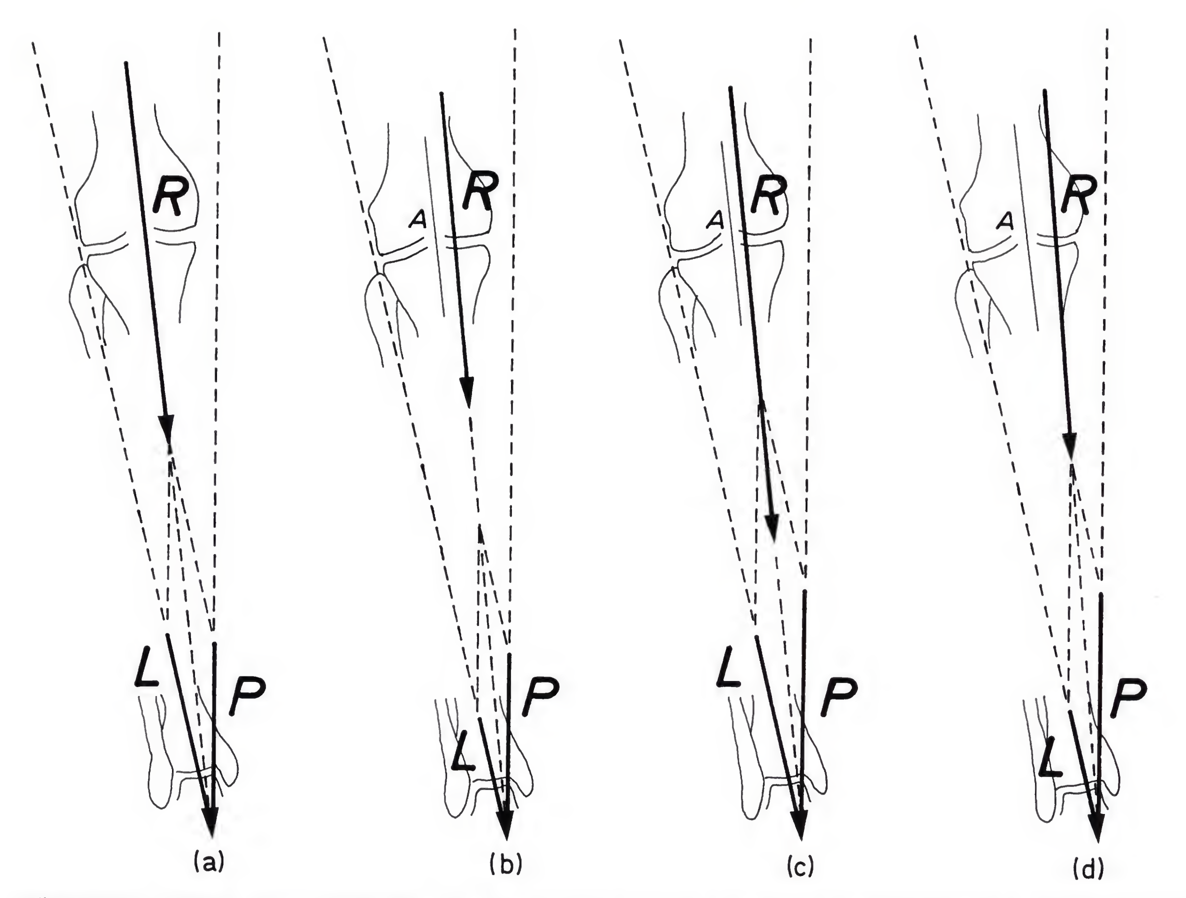


Figure 65. (a) Genou normal. *P*: force exercée par la masse du corps s'exerçant excentriquement. *L*: hauban musculaire latéral. *R*: résultante des forces *P* et *L* ou charge supportée par le genou. *A*: axe dit mécanique du membre. (b) Diminution de la grandeur de la force *L*. (c) Augmentation du poids du corps. (d) Diminution de la puissance du hauban musculaire latéral *L* combinée à une augmentation du poids du corps

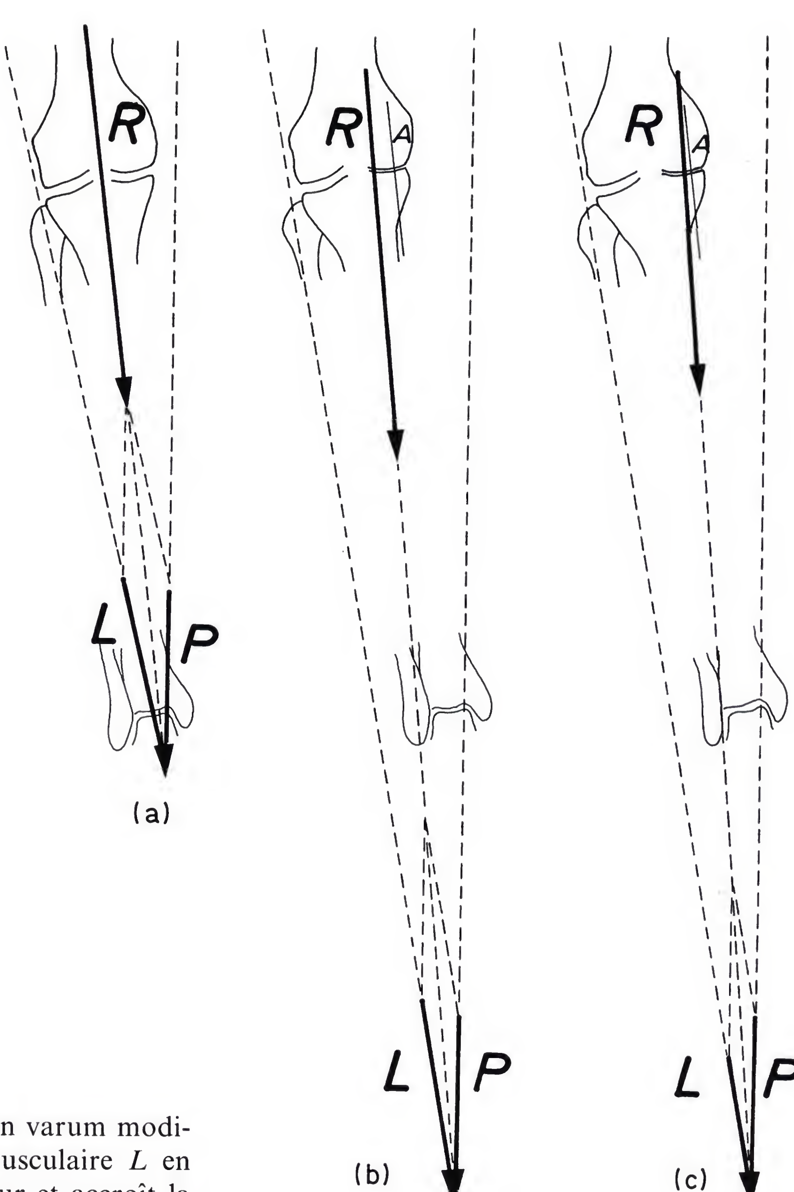
A. Déplacement de la force R en dedans

Une diminution de la force *L*, c'est-à-dire un relâchement des muscles latéraux, déplace la ligne d'action de la résultante *R* en dedans (figure 65b). En même temps, la direction de *R* se rapproche légèrement de la verticale.[8]

Une augmentation du poids accroît la force *P*. Si elle n'est pas compensée par un accroissement correspondant de la force musculaire *L*, elle provoque le même résultat (figure 65c). Lorsque, comme on peut l'observer vers la ménopause, le hauban musculaire *L* se relâche en même temps que le poids *P* augmente, le déplacement de la charge *R* en dedans est encore plus grand (figure 65d).

[8] Blaimont et al. (1971) ont vérifié expérimentalement cette pathogénie de la gonarthrose en varum. Appliquant leur test de latéralité, ils mesurent la force du hauban musculaire latéral, le patient étant couché sur le côté opposé. Le hauban musculaire latéral est beaucoup moins puissant lorsqu'il existe une gonarthrose en varum que pour un genou normal. Dans trois gonarthroses en varum, le potentiel de l'effort musculaire tel qu'il a été mesuré vaut en moyenne 95 kg.cm. Mesuré dans les mêmes conditions, le potentiel musculaire atteint 391,6 kg.cm en moyenne chez 10 sujets normaux. Ces expériences de Blaimont et al. confirment la faiblesse du hauban musculaire latéral dans les gonarthroses en varum étudiées.

Figure 66. (a) Genou normal. (b) Genou dévié en varum. (c) Genou dévié en varum et diminution de la puissance du hauban latéral *L*



Le déformation du genou en varum modifie la direction du hauban musculaire *L* en même temps que celle du fémur et accroît la distance entre la force *P* et le genou (figure 66b). Changement de direction de la force *L* et augmentation de la distance entre la ligne d'action de la force *P* et le genou concourent à éloigner de l'articulation l'intersection des forces *P* et *L*. Si la grandeur des forces *P* et *L* n'est pas modifiée, l'éloignement du point d'intersection déporte la résultante *R* en dedans, comme le montre le parallélogramme des forces. Ce déplacement de *R* en dedans est plus prononcé encore si, en outre, le hauban musculaire *L* est relâché (figure 66c).

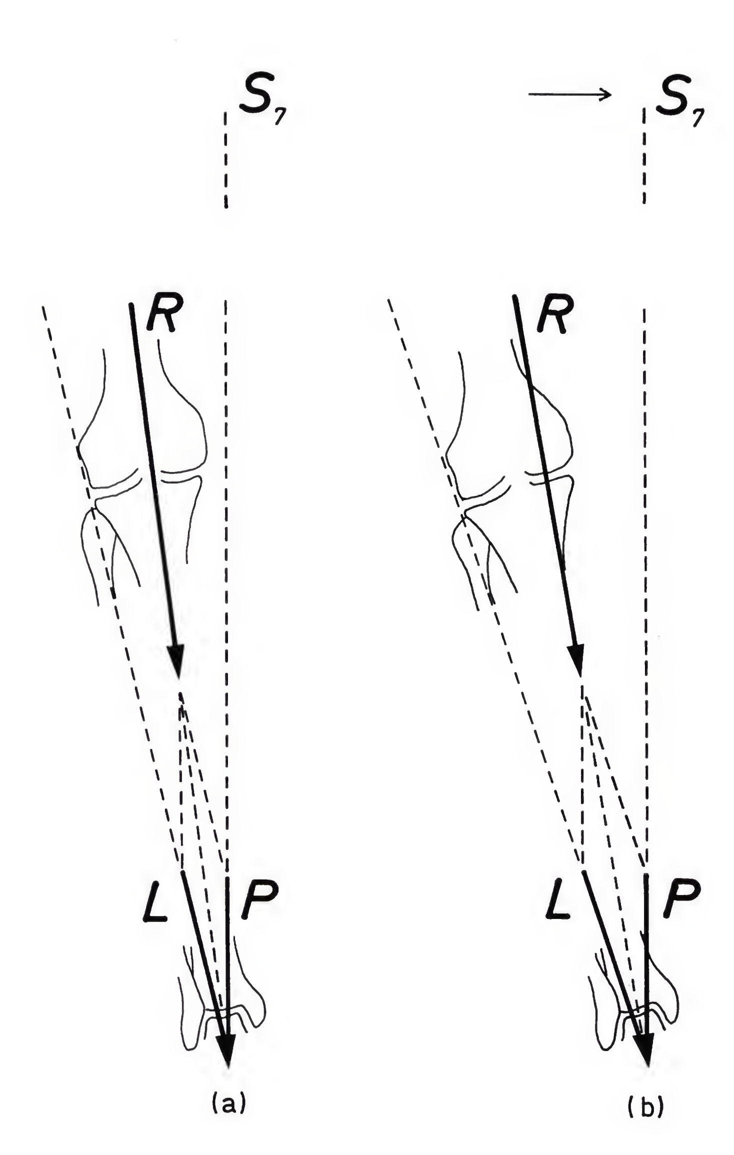


Figure 67. (a) Genou normal. (b) Déplacement du centre de gravité S_7 écartant du genou la ligne d'action de P

Le déplacement de R en dedans peut aussi être la conséquence d'une translation du centre de gravité du corps allongeant la distance entre la ligne d'action de la force P et le genou (figure 67b). Une telle translation peut résulter d'une différence importante de longueur des membres inférieurs entraînant une obliquité du bassin et une incurvation de la colonne. Dans ces conditions, si la grandeur de la force L ne varie pas, la résultante R est déportée en dedans.

Déplacée en dedans, la charge R provoque une concentration des contraintes de compression articulaires qui sont alors fortement augmentées dans la partie médiale du genou (figure 68). Suivant les lois de l'adaptation fonctionnelle énoncées par Pauwels (1965b, 1973a)[9], une augmentation des contraintes de

[9] La description de relations entre contraintes et architecture osseuse revient à J. Wolff (1892). En fait, Wolff observa une modification de la structure trabéculaire dans des os déformés et l'attribua à une altération de la fonc-

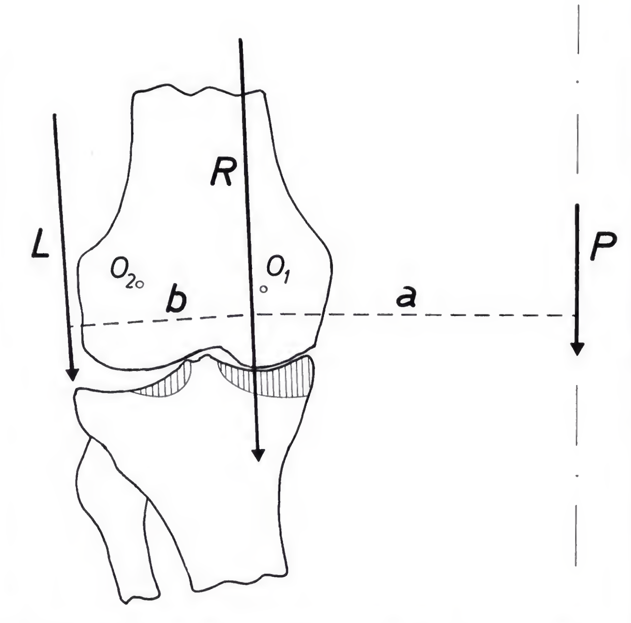


Figure 68. Augmentation des contraintes dans la partie médiale du genou, résultant d'un déplacement de la résultante *R* en dedans. *P*: force exercée par la masse du corps agissant sur le genou. *L*: hauban musculaire latéral. *R*: résultante de *P* et *L*. O_1 : centre de courbure du condyle médial. O_2: centre de courbure du condyle latéral. *a*: bras de levier de *P*. *b*: bras de levier de *L*

Figure 69. Triangle dense soulignant le plateau tibial médial et correspondant au diagramme des contraintes

compression provoque une apposition de tissu osseux. Il en est bien ainsi. La cupule sous-chondrale dense soulignant le plateau tibial médial augmente d'épaisseur (figure 69). L'os plus dense soulignant le plateau tibial médial prend peu à peu la forme d'un triangle en même temps que s'accroît la densité du condyle fémoral en regard. Finalement la surcompression détruit le cartilage articulaire. L'amincissement ou la disparition du cartilage articulaire pince l'interligne médial et entraîne ou aggrave une déformation du genou en varum. Pareille déviation en varum accentue le déplacement en dedans de la charge *R* et ainsi de suite. Un cercle vicieux s'est créé: l'aggravation progressive est la règle.

tion. C'est Pauwels (1965, 1973) qui en expliqua le mécanisme. Il démontra que la quantité de tissu osseux dépend étroitement de la grandeur des contraintes. Les modifications décrites par Wolff constituent le corollaire de ce principe simple.

B. *Déplacement latéral de la force R*

Dans un genou par ailleurs normal, tout accroissement de la force musculaire *L* déplace la résultante *R* latéralement (figure 70b). L'accroissement de la force musculaire *L* peut être nécessaire pour compenser la faiblesse des abducteurs de la cuisse, moyen et petit fessiers, et maintenir l'équilibre au niveau de la hanche. Les muscles développant la force *L* peuvent aussi participer à une contracture de tous les abducteurs de la cuisse. Leur effort anormalement élevé déplace *R* en dehors.

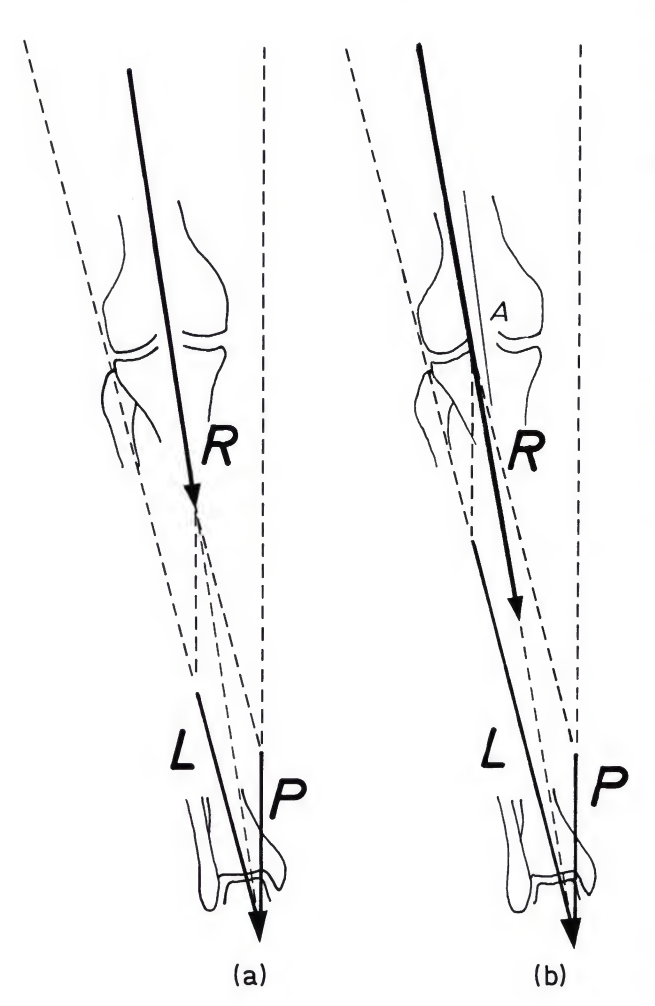
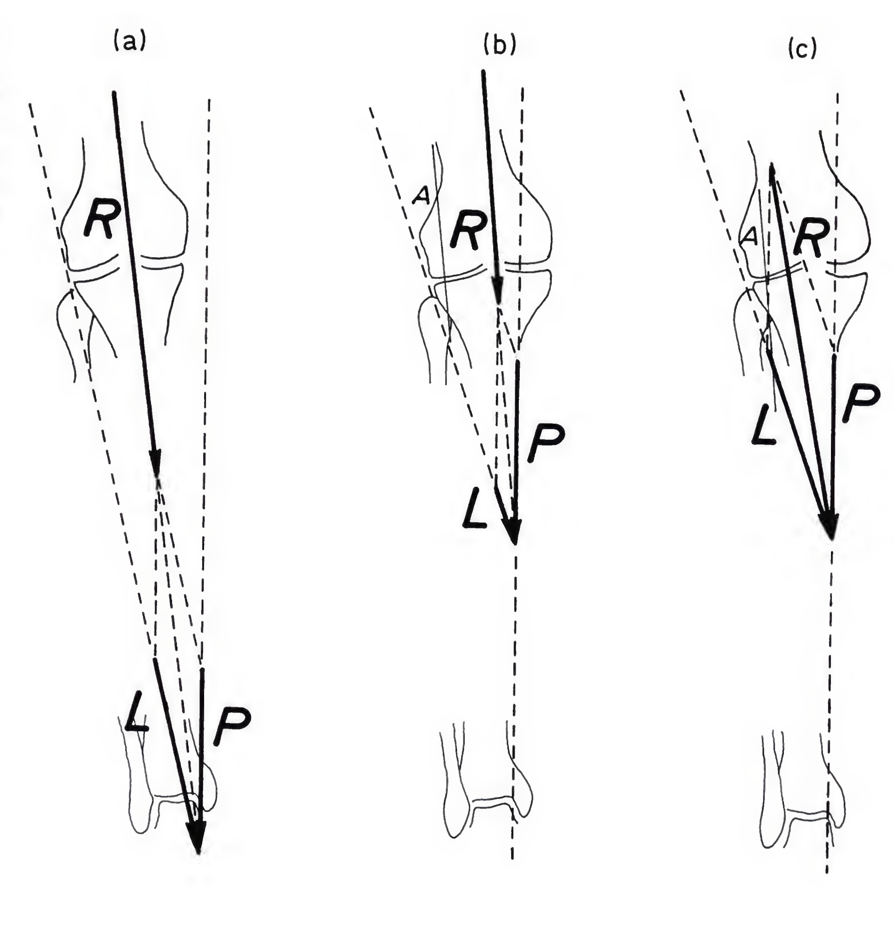


Figure 70. (a) Genou normal. (b) Augmentation de la puissance du hauban musculaire latéral *L*

A première vue, un genou dévié en valgum (figure 71b) devrait subir des contraintes moins grandes qu'un genou normal (figure 71a). En effet, le genou valgum (figures 71b et 72) est plus proche de la ligne d'action de la force *P* que le genou normal. Si la résultante *R* reste au centre de gravité des surfaces portantes, le bras de levier *a* de la force *P* est donc plus court et le moment $P \cdot a$ plus petit. Puisque le bras de levier *b* de la force musculaire *L* n'est pas modifié, une force *L* plus petite que la normale suffit pour équilibrer *P*. Par conséquent, la résultante *R*, somme vectorielle des forces *P* et *L*, est moins élevée dans un genou valgum avec résultante au centre de gravité des surfaces portantes que dans un genou normal. Les contraintes qu'elle exerce dans l'articulation sont donc plus petites. C'est pourquoi beaucoup de genoux déviés constitutionnellement en valgum ne deviennent jamais arthrosiques.

Il existe cependant des gonarthroses en valgum. Pour les expliquer, il faut se rappeler qu'une partie des muscles fournissant l'effort *L* sont biarticulaires. Ils pontent le genou et aussi la hanche. Si, pour maintenir l'équilibre de la hanche, toute diminution de *L* est rendue impossible, la force *L* va donc garder sa valeur normale malgré le valgum du genou. En conséquence, la résultante *R* sera déplacée latéralement (figure 71c).

Figure 71. (a) Genou normal. (b) Genou dévié en valgum. Pour que la résultante *R* reste au centre du genou, la puissance du hauban musculaire latéral *L* doit être diminuée. (c) Genou valgum avec *P* et *L* de grandeur normale



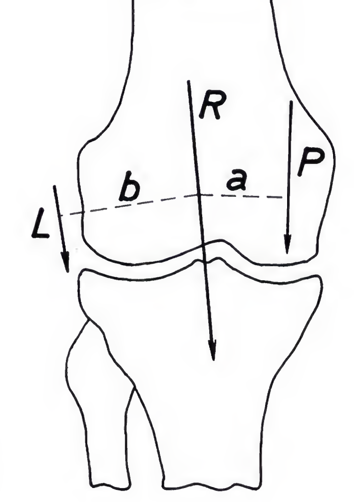


Figure 72. Genou valgum. Si la résultante *R* reste centrée, la puissance du hauban musculaire latéral *L* doit diminuer et la résultante *R* est plus petite que normalement

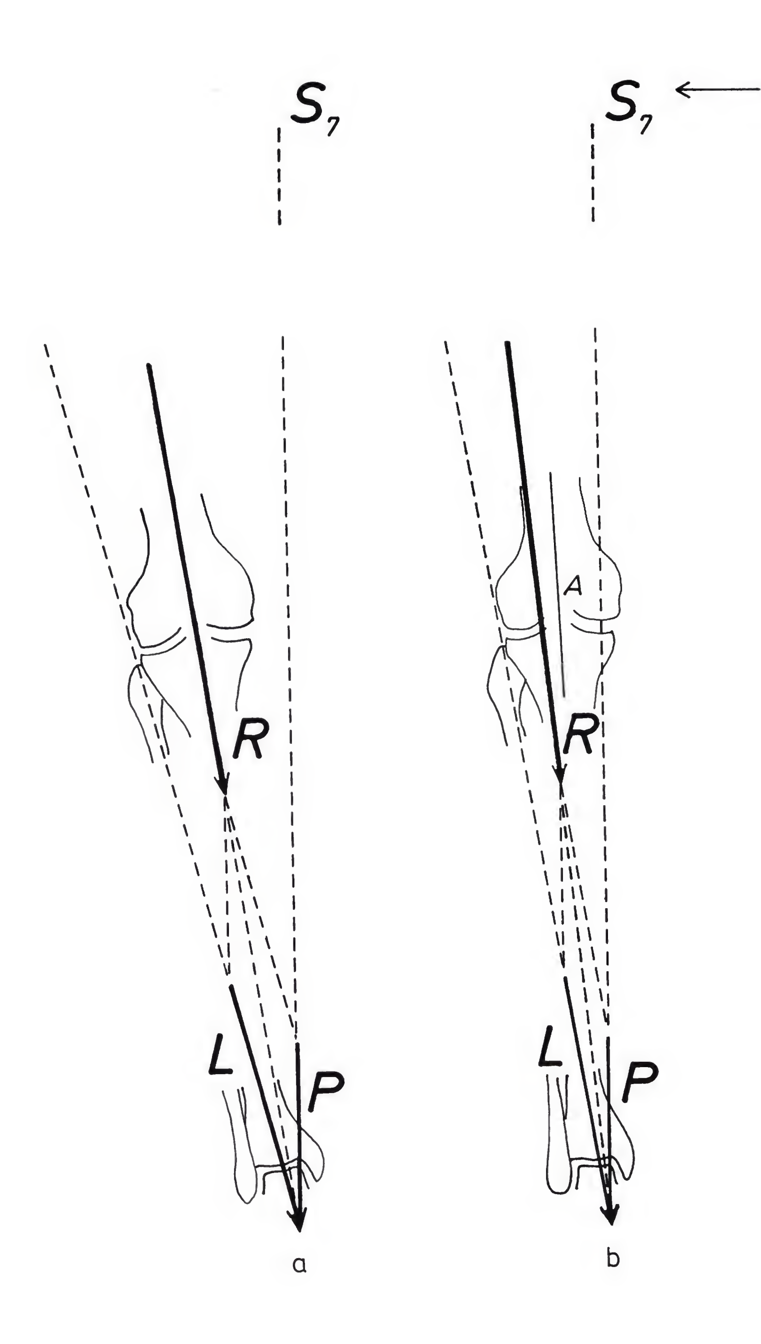


Figure 73. (a) Genou normal. (b) Déplacement du centre de gravité partiel S_7 rapprochant du genou la ligne d'action de P

Une translation du centre de gravité du corps vers le genou en charge diminue la distance entre celui-ci et la ligne d'action de la force *P*. Si la réduction du bras de levier de *P* n'est pas compensée par un relâchement correspondant du hauban musculaire *L*, celui-ci, puisque sa puissance est normale, entraîne nécessairement la résultante *R* en dehors (figure 73b).

Déplacée en dehors, la résultante *R* provoque dans l'articulation fémoro-tibiale des contraintes de compression asymétriquement distribuées et anormalement élevées dans la partie correspondante du genou (figure 74). Cette concentration de contraintes très élevées entraîne d'abord une augmentation de l'épaisseur de la cupule dense sous le plateau tibial latéral et de la densité sous-chondrale dans le condyle fémoral correspondant (figure 75). La densité soulignant le plateau tibial latéral s'étend et prend peu à peu une forme triangulaire. Ainsi de nouveau la loi de Pauwels se vérifie. Le cartilage articulaire, soumis à cette hyperpression localisée, se détruit. Son amincissement, puis sa disparition, pincent l'interligne latéral, ce qui produit ou aggrave la déviation du genou en valgum (figure 65). Pareille déformation accentue le déplacement latéral de *R*. Un cercle vicieux se crée et l'articulation se détériore.

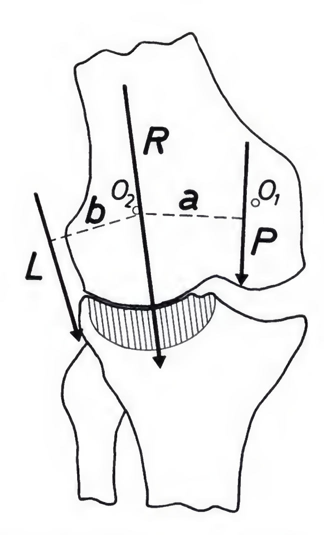


Figure 74. Augmentation des contraintes dans la partie latérale du genou, résultant d'un déplacement de la résultante *R* en dehors. Mêmes signes que pour la figure 68

Figure 75. Triangle dense soulignant le plateau tibial latéral et correspondant au diagramme des contraintes

C. Genoux devenus instables

Aussi longtemps que la ligne d'action de la résultante *R* reste localisée entre les centres de courbure O_1 et O_2 des surfaces articulaires fémoro-tibiales, le genou est stable (voir page 20). Aussitôt qu'elle passe en dehors de O_2 ou en dedans de O_1, le fémur doit basculer sur le tibia. L'instabilité s'installe. C'est ce que l'on constate régulièrement, comme les cas suivants le démontrent.

Porteuse d'une luxation congénitale de la hanche droite, une patiente développe une arthrose du compartiment médial du genou gauche et du compartiment latéral du genou droit (figure 76). A partir de 33 ans la marche devient douloureuse. Brusquement, à 48 ans, cette patiente ne peut plus marcher: son genou droit est devenu instable. Que s'est-il passé durant ces 15 années? La résultante *R* s'est déplacée progressivement vers le centre de courbure O_2 du condyle latéral, en même temps que s'accentuait le valgum (9 cm entre les malléoles internes malgré le varum du genou gauche). A la quinzième année d'évolution, la ligne d'action de la résultante *R* a dépassé le centre de courbure O_2. Le fémur

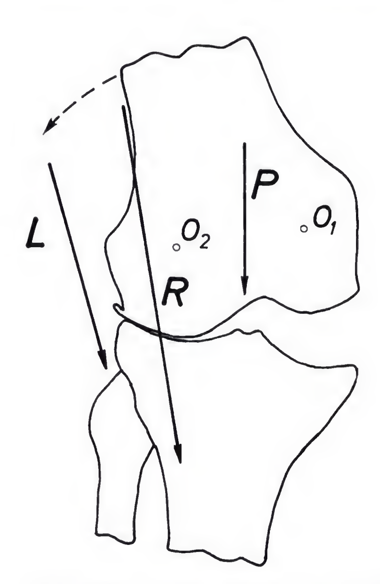


Figure 76. Genou dévié en valgum et devenu instable. La ligne d'action de la résultante *R* agit en dehors du centre de courbure O_2 du condyle latéral. Mêmes signes que pour la figure 68. Voir figure 164

n'est plus retenu que par les ligaments médiaux qui, peu à peu, se sont étirés et ont cédé. Il a basculé sur le tibia. Le genou est devenu instable. Insistons sur le fait qu'en station monopodale le centre de gravité partiel du corps se trouve cependant au dessus du genou et que la ligne d'action de la force *P* passe entre les centres de courbure O_1 et O_2.

Voici une autre patiente dont le genou droit, déformé en valgum, est devenu instable par le même mécanisme (figure 77).

L'instabilité survient beaucoup plus souvent pour des genoux déviés en valgum que pour ceux déviés en varum. Nous expliquons cette différence en constatant que les structures formant le hauban musculaire latéral et le ligament latéral du genou sont beaucoup plus puissantes que celles qui pourraient fournir un hauban médial.

Cependant l'instabilité en varum peut aussi s'observer. La schéma figure 78 représente un genou d'une patiente âgée de 75 ans ayant développé de l'arthrose avec déviation progressive en varum (voir aussi figure 158a). Le genou est instable et la patiente ne peut plus faire un pas sans s'appuyer lourdement sur deux cannes. Comment l'instabilité s'est-elle créée? Avec la déviation progressive des genoux, la résultante *R* s'est déplacée en dedans. Elle a dépassé le centre de courbure O_1 du condyle fémoral médial. Le fémur, n'étant plus maintenu que par les ligaments latéraux, bascule sur le tibia. L'articulation se disloque, conséquence de l'instabilité.

L'image de couverture de ce livre représente un autre cas de genou varum devenu instable.

Point commun à ces différents exemples, l'instabilité du genou ne s'explique que par un déplacement de la résultante *R* en dehors du centre de courbure O_2 ou en dedans du centre de courbure O_1, des surfaces articulaires fémoro-tibiales.

Figure 77. Genou valgum instable

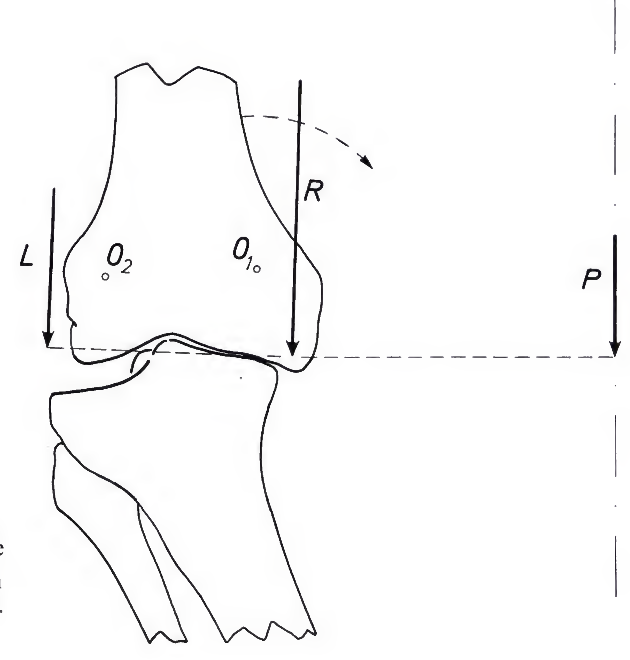


Figure 78. Genou varum instable. La ligne d'action de la résultante R est en dedans du centre de courbure O_1 du condyle médial. Mêmes signes que pour la figure 68. Voir figure 158

D. Evolution de la contrainte maximale en fonction de différents paramètres

L'évolution de la contrainte maximale dans le genou peut être calculée en fonction des paramètres suivants: déformation en varum ou en valgum, renforcement ou relâchement du hauban musculaire latéral L, augmentation ou diminution du poids du corps, modification de la distance horizontale entre le genou et la verticale abaissée du centre de gravité partiel S_7 dans le plan frontal.

Considérons d'abord un sujet normal se tenant debout sur un pied. Le poids partiel du corps vaut 54,56 kg (sujet I de Braune et Fischer). La ligne d'action de la force L exercée par les muscles latéraux forme un angle $\psi = 10°47'$ avec la verticale et un angle $\beta = 4°37'$ avec le tibia. La longueur du fémur et celle du tibia sont supposées égales $l = 41$ cm. L'axe du fémur, joignant le centre de la tête fémorale à l'espace intercondylien, se trouve dans le prolongement de l'axe du tibia. La distance entre le centre de la tête fémorale H et la ligne d'action verticale de P est désignée par d (figure 79). Les forces P et L s'équilibrent au niveau du genou. Leur résultante R passe par le point d'intersection de leur ligne d'action et par G, centre du genou.

Le triangle des forces figure 79 donne:

$$L = P\frac{\sin(\psi-\beta)}{\sin\beta} = 72.816\text{ kg},$$

$$R = P\frac{\sin\psi}{\sin\beta} = 126.824\text{ kg},$$

$$d = 2l\sin(\psi-\beta) = 8.8\text{ cm}.$$

La surface portante du genou se compose de deux parties mesurant 11,034 cm^2 et 9,096 cm^2. Les centres de gravité G_1 et G_2 de ces deux parties se trouvent sur la même droite que le centre de gravité G de l'ensemble (figure 80).

On admet que les contraintes se distribuent uniformément sur l'ensemble des surfaces portantes du genou normal. La contrainte vaut alors:

$$\sigma = \frac{R}{S} = \frac{126 \cdot 824}{20 \cdot 13} = 6.300\text{ kg/cm}^2.$$

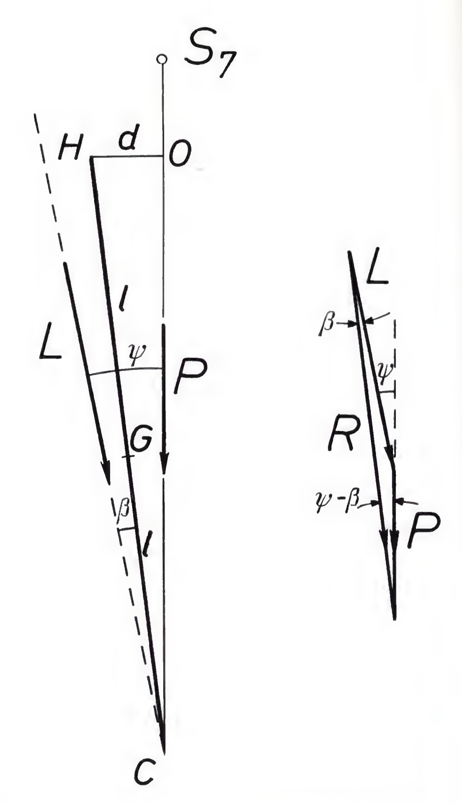


Figure 79. P: poids partiel du corps. L: muscles latéraux. R: résultante de P et L ou force de compression fémoro-tibiale. H: hanche. G: genou. OC: verticale passant par le centre de gravité partiel S_7

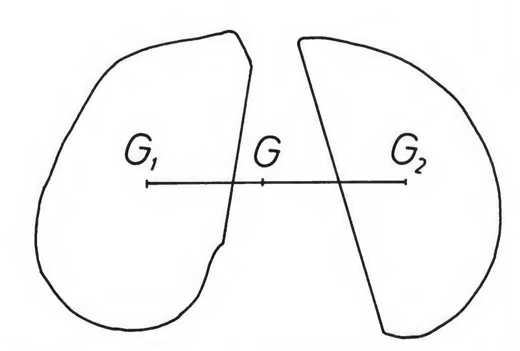


Figure 80. Surfaces portantes de l'articulation fémoro-tibiale avec leur centre de gravité G. G_1: centre de gravité du plateau médial. G_2: centre de gravité du plateau latéral

Une telle distribution uniforme n'est possible que si R passe par le centre de gravité des surfaces portantes.

Quatre paramètres peuvent être modifiés: l'angle formé par les axes du fémur et du tibia dans le plan frontal, la grandeur de la force musculaire L, la grandeur de la force P (poids du corps), la distance entre le genou et la ligne d'action de la force P. Tout changement d'un des paramètres, s'il n'est pas compensé, doit modifier la grandeur et la ligne d'action de la résultante R et, par conséquent, la distribution des contraintes articulaires. Nous étudierons successivement les effets d'une variation de chacun de ces paramètres, les autres étant considérés comme constants.

1. Déformation en varum ou en valgum

a) Grandeur et ligne d'action de R

La déformation en varum est stylisée à la figure 81. La verticale OC supportant P, la distance d et la grandeur de L restent constantes. L'angle α mesure l'angulation frontale entre fémur et tibia. Le tibia forme un angle x et le fémur un angle y avec la verticale. $x+y=\alpha$. La nouvelle résultante R forme un angle ε avec la verticale. Elle s'exerce sur le genou au point G' sur l'axe G_1G_2 à une distance u de G. La ligne d'action de L forme avec le tibia un angle constant $\beta=4°27'$.

Pour le genou normal on avait:

$$d=21 \sin(\psi-\beta)$$

Pour le genou déformé:

$$\begin{aligned} d&=1(\sin x-\sin y)\\ &=l(\sin x-\sin(\alpha-x)) \end{aligned}$$

d'où, en utilisant sin $(\psi-\beta)$ du genou normal:

$$\sin\left(x-\frac{\alpha}{2}\right)=\frac{\sin(\psi-\beta)}{\cos\frac{\alpha}{2}}.$$

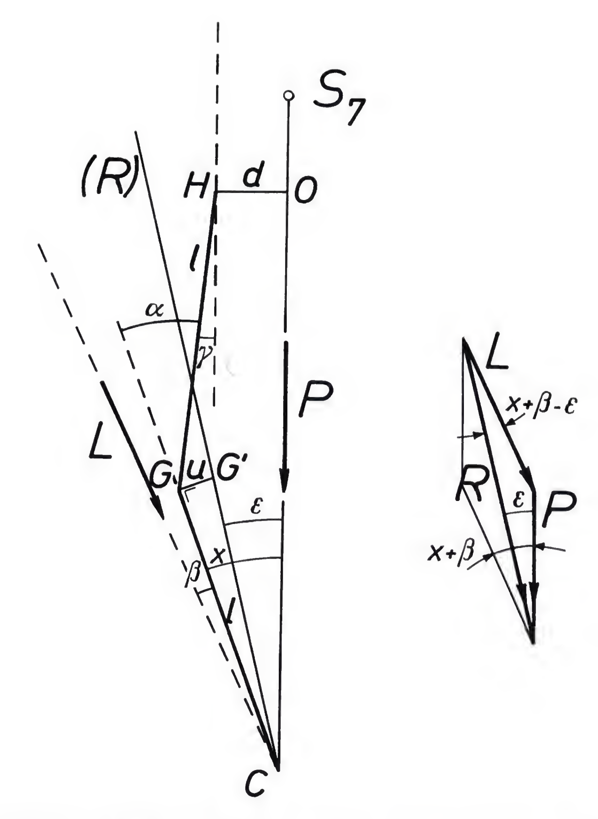


Figure 81. Déformation en varum. La ligne d'action de R croise l'axe du genou en G' *à* une distance u de G

Puisque les forces P et L et l'angle α sont connus, le triangle des forces agissant sur le genou peut être tracé (figure 81).

On en déduit les relations:

$$\begin{aligned} \operatorname{tg}\varepsilon&=\frac{L\sin(x+\beta)}{P+L\cos(x+\beta)},\\ R&=\sqrt{P^2+L^2+2PL\cos(x+\beta)},\\ u&=l\cdot\operatorname{tg}(x-\varepsilon). \end{aligned}$$

Le tableau 10 indique les variations de ces grandeurs lorsque α passe de 0° (genou normal) à 35° (genou varum) par accroissements successifs de 5° de la déformation. Si la force L reste constante, la déformation en varum modifie très peu la grandeur de la résultante R.

Tableau 10. $\beta = 4°37'$; $\psi = 10°47'$; $l = 41$ cm; $P = 54{,}56$ kg; $L = 72{,}816$ kg

α	x	x+β	ε	u [cm]	R [kg]
0°	6°10′	10°47′	6°10′	0	126.824
5°	8°28′21″	13°05′21″	7°29′12″	0.705517	126.563
10°	11°11′25″	15°48′25″	9°02′36″	1.537041	126.191
15°	13°43′12″	18°20′12″	10°29′36″	2.311398	125.782
20°	16°15′44″	20°52′44″	11°57′07″	3.090202	125.311
25°	18°49′01″	23°26′01″	13°25′10″	3.873836	124.777
30°	21°36′06″	26°00′06″	14°53′46″	4.663306	124.179
35°	23°58′02″	28°35′02″	16°22′59″	5.459037	123.516

Le problème de la déformation en valgum est traité de la même manière. Il est illustré par la figure 82. Le tableau 11 donne les résultats. La déformation en valgum elle aussi ne change que très peu la grandeur de R.

Tableau 11. $\beta = 4°37'$; $\psi = 10°47'$; $l = 41$ cm; $P = 54{,}56$ kg; $L = 72{,}816$ kg

α	x	x+β	ε	u [cm]	R [kg]
0°	6°10′	10°47′	6°10′	0	126.824
5°	3°28′21″	8°05′21″	4°37′31″	0.825022	127.065
10°	1°11′25″	5°48′25″	3°19′12″	1.524700	127.216
15°	– 1°16′48″	3°20′12″	15°04′27″	2.283283	127.323
20°	– 3°44′16″	0°52′44″	0°30′09″	3.039831	127.372
25°	– 6°10′59″	–1°33′59″	–0°53′43″	3.794634	127.364
30°	– 8°36′54″	–3°59′54″	–2°17′09″	4.547569	127.300
35°	–11°01′58″	–6°24′58″	–3°40′06″	5.299100	127.181

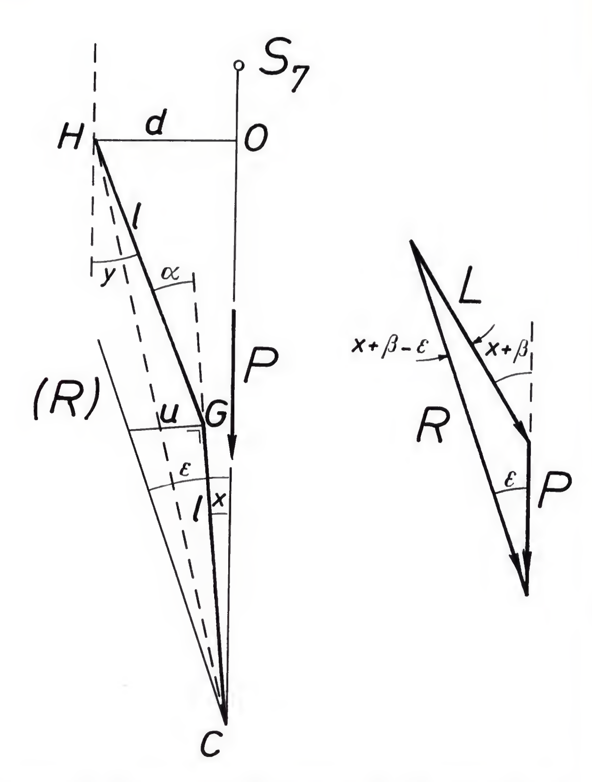
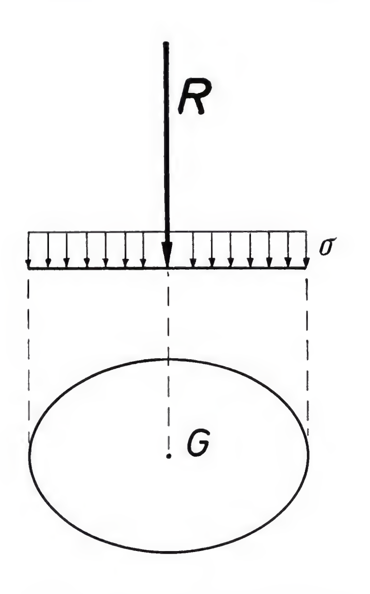


Figure 82. Déformation en valgum. d a la même valeur que dans le genou normal et dans le genou varum. Il a été dessiné plus long par souci de clarté

b) Contraintes de compression articulaires

Les contraintes sont analysées suivant une méthode utilisée pour évaluer les contraintes en maçonnerie (Pirard et Sibille, 1954). Comme



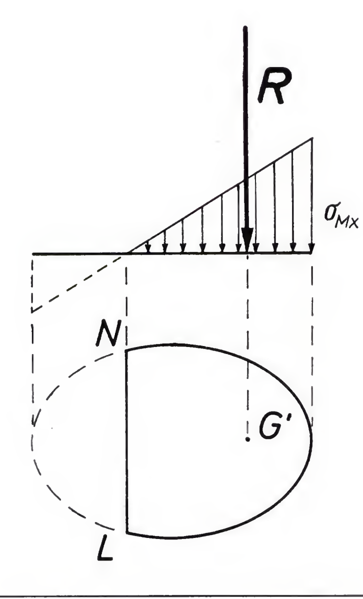


Figure 83. (a) La force de compression R agit au centre G de la surface portante. σ: contrainte. (b) La force de compression R agit excentriquement en G'. NL: ligne de nulle pression. σ_{Mx}: contrainte maximale

le ciment, les articulations ne résistent pas à la traction.

Lorsqu'une coupe dans un ouvrage de maçonnerie est soumise à des forces de compression dont la résultante passe par le centre de gravité G de la surface de la coupe, la contrainte est une compression uniforme: $\sigma = R/S$ (figure 83a).

Si la résultante R est déplacée de G en G' (figure 83b), la contrainte est modifée et se distribue selon un diagramme triangulaire. Pour un déplacement suffisant de R, certaines zones ne sont plus comprimées. Quelle que soit la forme de la coupe, la limite LN entre zone comprimée et zone non comprimée est toujours une droite. Elle est appelée ligne de nulle pression et sa situation peut être déterminée avec précision. La zone située au-delà de la ligne de nulle pression ne fait plus partie de la surface portante même si elle reste en contact. Ceci correspond à un genou déformé dans lequel la résultante R est suffisamment déplacée sur l'axe G_1G_2 pour amener la ligne de nulle pression dans l'articulation.

Supposons le problème résolu. Dans une coupe S, une force R, perpendiculaire à la surface de la coupe, agit au point G', distinct du centre de gravité de cette surface. La ligne de nulle pression est LN (figure 84). Deux axes rectangulaires xy sont tracés sur la surface. Le premier est perpendiculaire à LN et passe par G'. Le second correspond à LN. La surface peut être découpée en éléments dS parallèles à LN avec le centre de gravité g (x, y), x variant de 0 à x_1. Pour chacun de ces éléments de la surface, la contrainte vaut

$$\sigma = \sigma_1 \frac{x}{x_1} = x \operatorname{tg} \alpha.$$

La contrainte totale dans un élément de la surface est alors

$$\sigma \cdot dS = \sigma_1 \frac{x}{x_1} dS = \operatorname{tg} \alpha \cdot x \cdot dS.$$

La résultante de toutes les contraintes doit équilibrer R.

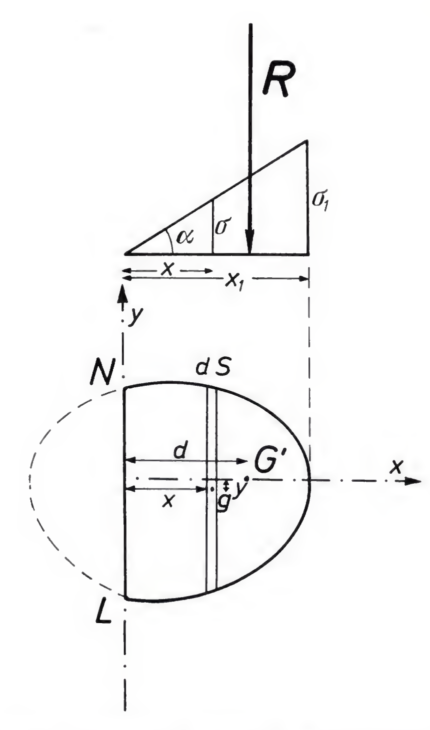


Figure 84. Force de compression agissant excentriquement. Calcul de la ligne de nulle pression

α) La projection sur la perpendiculaire à la surface donne:

$$\int_0^{x_1} \sigma \, dS = \operatorname{tg} \alpha \int_0^{x_1} x \, dS = R.$$

Ceci signifie que le moment statique de toute la surface par rapport à LN vaut $R/\operatorname{tg} \alpha$.

β) Le moment statique de la somme des contraintes par rapport à l'axe x doit être 0 puisque R croise cet axe.

$$\int_0^{x_1} (\sigma \cdot dS)\, y = \operatorname{tg} \alpha \cdot \int_0^{x_1} x y \, dS = \operatorname{tg} \alpha \cdot J_{xy} = 0.$$

Par conséquent, le produit d'inertie de la surface par rapport aux axes xy est nul et ces axes sont appelés axes principaux d'inertie.

γ) Le moment statique des contraintes par rapport à y doit être égal au moment de R par rapport à cet axe

$$\int_0^{x_1} (\sigma \cdot dS)\, x = \operatorname{tg} \alpha \cdot \int_0^{x_1} x^2 \, dS = \operatorname{tg} \alpha \cdot I_y = R \cdot d.$$

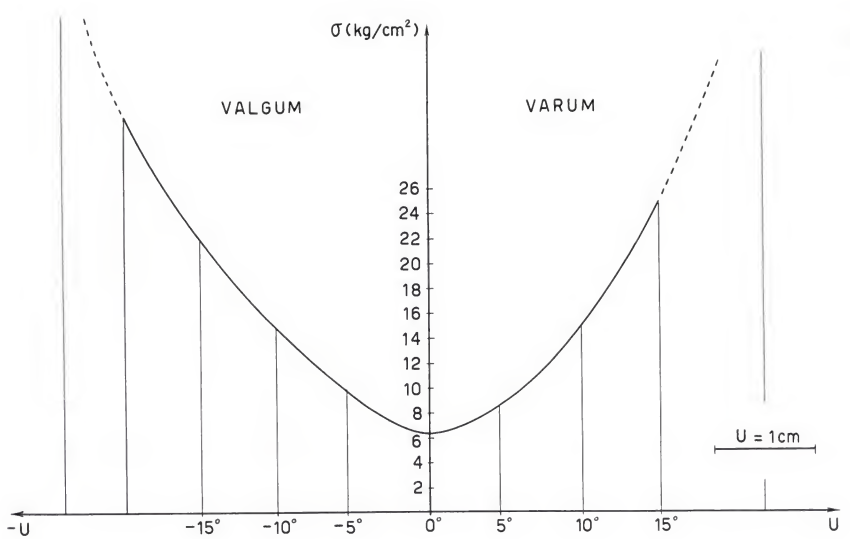


Figure 85. Evolution de la contrainte maximale σ_{Mx} en fonction de la déformation

Le moment d'inertie de la surface par rapport à la ligne de nulle pression *LN* est égal au moment statique de *R* par rapport à cet axe divisé par tg α.

Ces trois équations expriment l'équilibre. Elles permettent de déterminer la situation de la ligne de nulle pression *LN* et de calculer σ_1. Leur résolution n'est pas immédiate puisque ni l'orientation de *LN* ni la distance *d* entre *LN* et le point *G′* ne sont connues. Par approximations successives, on détermine la position de *LN* et la valeur de σ_1 qui satisfont simultanément les trois conditions d'équilibre.

Le problème peut être résolu par ordinateur ou, avec une bonne précision, par une méthode graphique (Pirard et Sibille, 1954). Nous avons choisi la méthode graphique, partant de la surface connue du genou normal. Pour accroître la précision, les dimensions réelles ont été doublées. Les surfaces mesurées sont délimitées par des contours irréguliers. Ceux-ci sont lissés sans modification de la forme générale ni de la surface totale et sans déplacement des centres de gravité partiels. Le lissage rend possible le travail graphique.

Puisqu'on connaît le déplacement *u* de la force *R* en fonction de la déformation, la ligne de nulle pression *LN* peut être localisée. Le moment statique de la surface restante par rapport à cet axe *LN* est alors calculé. La grandeur de la contrainte maximale est ensuite déduite. La contrainte maximale se trouve toujours sur la partie du périmètre la plus éloignée de *LN*.

Pour de petits déplacement de la ligne d'action de *R*, la contrainte maximale s'accroît régulièrement mais dans des limites acceptables. Lorsque *u* dépasse 1 cm, la ligne de nulle pression se trouve dans les surfaces en contact. Une partie de celles-ci ne transmet donc plus la charge. La contrainte maximale augmente alors très rapidement. Très vite les valeurs calculées deviennent énormes et ne revêtent plus aucune signification pratique. On comprend que les tissus soumis à des contraintes aussi élevées se détériorent après une tentative d'adaptation fonctionnelle (triangle dense sous-chondral, ostéophytes). Le cartilage disparaît, l'os se résorbe.

Dans le genou normal d'un sujet debout sur un pied, la contrainte vaut environ 6,3 kg/cm². Durant la marche à 5,6 km/h, elle atteint 19 kg/cm². Une déformation de 15° en varum accroîtrait la contrainte maximale jusqu'à 24,74 kg/cm² dans la station monopodale et par conséquent jusqu'environ 75 kg/cm² durant la marche.

La courbe figure 85 illustre l'évolution de la contrainte maximale. Au delà de 15° de déformation elle tend vers l'infini. A ce stade,

Figure 86. Le patient a subi une fracture de la jambe 30 ans plus tôt

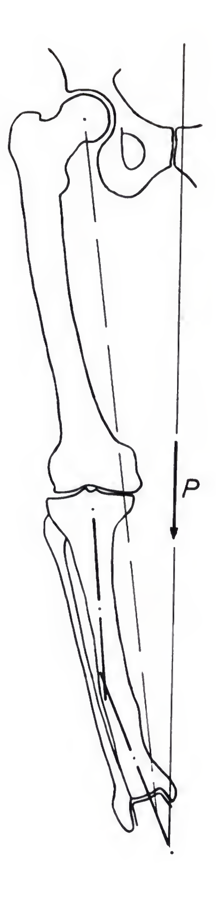


Figure 87. La guérison de la fracture avec une angulation a créé une déformation du membre en varum et écarté le genou de la ligne d'action de *P*

la marche sans canne et même la station debout sur un pied seraient impossibles. Les calculs pour des déformations dépassant 20° perdent donc toute signification.

L'évolution clinique après une fracture du fémur ou du tibia guérie avec une angulation dans le plan frontal démontre l'effet de la déformation et éventuellement le résultat de sa correction chirurgicale. Le patient (figure 86) a présenté une fracture ouverte de la jambe durant la guerre, à l'âge de 36 ans. Il fut traité par immobilisation en plâtre cruro-pédieux. Le tibia guérit avec une angulation créant un varum du membre (figure 87). Dans la suite, le patient a développé une arthrose dans la partie médiale du genou, soumise à des contraintes trop élevées (figure 88).

Un exemple de gonarthrose en varum, conséquence d'une fracture du fémur guérie avec une angulation, est décrit à la page 196.

Figure 88. En conséquence, le patient a développé une gonarthrose médiale

2. *Augmentation ou diminution de la force musculaire L*

Un renforcement ou un affaiblissement du hauban musculaire latéral L déplace le point d'application de la résultante R et modifie par conséquent la distribution et la grandeur des contraintes articulaires.

Nous analyserons ici l'effet d'une modification isolée de la grandeur de la force L. Les autres paramètres – angulation frontale entre fémur et tibia, poids du corps, position du centre de gravité S_7 – sont supposés constants. Les caractéristiques anatomiques sont les mêmes qu'au paragraphe précédent. La résultante R et la contrainte articulaire sont ici aussi étudiées chez le sujet debout sur un pied.

La force L est modifiée d'une quantité ΔL (positive ou négative) mais garde son inclinaison $\psi = 10°47'$ sur la verticale. L'équilibre entre les forces P, R et $(L+\Delta L)$ exige une modification de R.

La ligne d'action de R dans un genou normal correspond à la droite joignant le centre de la tête fémorale et le milieu de la cheville.

Dans notre exemple, elle forme un angle $\psi - \beta = 6°10'$ avec la verticale. La transformation de L en $L+\Delta L$ modifie la ligne d'action de R qui maintenant forme un angle ε avec la verticale (figure 89). La grandeur de R, initialement 126,8 kg, varie aussi en fonction de ΔL. Enfin R n'agit plus au centre de gravité G des surfaces portantes du genou mais se déplace sur l'axe G_1G_2 à une distance u de G. u est positif en dedans, négatif en dehors.

A partir de la figure 89 on peut écrire:

$$\frac{L+\Delta L}{\sin \varepsilon} = \frac{P}{\sin(\psi - \varepsilon)} = \frac{R}{\sin \psi}.$$

Les valeurs de ε, R et u sont reprises au tableau 12.

Tableau 12

ΔL [kg]	ε	R [kg]	u [cm]
0	6° 10′	126.824	0
+10	6° 30′ 14″	136.794	−0.241314
+20	6° 47′ 42″	146.768	−0.449644
+30	7° 02′ 57″	156.745	−0.631681
+40	7° 16′ 23″	166.725	−0.791879
+50	7° 28′ 13″	176.707	−0.934000
+60	7° 38′ 56″	186.692	−1.060940
−10	5° 46′ 19″	116.859	0.282401
−20	5° 18′ 14″	106.901	0.617471
−30	4° 44′ 22″	96.951	1.021459
−40	4° 02′ 46″	87.014	1.518065
−50	3° 10′ 27″	77.092	2.143278
−60	2° 02′ 42″	67.193	2.954432

Il apparaît que l'inclinaison de la ligne d'action de R est peu modifiée. Mais la grandeur de R varie considérablement avec ΔL de même que la distance u entre la ligne d'action de R et le centre du genou.

Les surfaces portantes et la ligne de nulle pression ont été déterminées en fonction de u, au paragraphe 1. Une interpolation graphi-

que donne avec une bonne précision les caractéristiques des surfaces portantes pour quelques valeurs de ΔL. Dans chaque cas, la composante de R perpendiculaire aux surfaces de contact a servi au calcul. Comme les angles de déviation sont petits, la grandeur de la composante perpendiculaire aux surfaces portantes diffère très peu de la grandeur de R. La contrainte maximale a été calculée dans ces conditions. La courbe figure 90 illustre l'évolution de la contrainte maximale σ_{Mx} en fonction de ΔL.

Un renforcement du hauban musculaire latéral $(+\Delta L)$ augmente la résultante R et déplace sa ligne d'action de u cm en dehors. Par conséquent la contrainte maximale σ_{Mx} est augmentée.

Un relâchement des muscles latéraux $(-\Delta L)$ diminue la grandeur de la résultante R et déplace sa ligne d'action en dedans. Le déplacement u est beaucoup plus important pour les valeurs négatives de ΔL que pour les valeurs positives correspondantes. Par conséquent, la ligne de nulle pression est plus fortement déplacée et les surfaces portantes plus rapidement réduites par un affaiblissement des muscles latéraux $(-\Delta L)$ que par leur renforcement $(+\Delta L)$.

Bien qu'il diminue la résultante R, un relâchement du hauban musculaire $(-\Delta L)$ augmente paradoxalement la contrainte maximale à cause du déplacement médial considérable de la ligne d'action de R. Il n'y a pas compensation totale des effets.

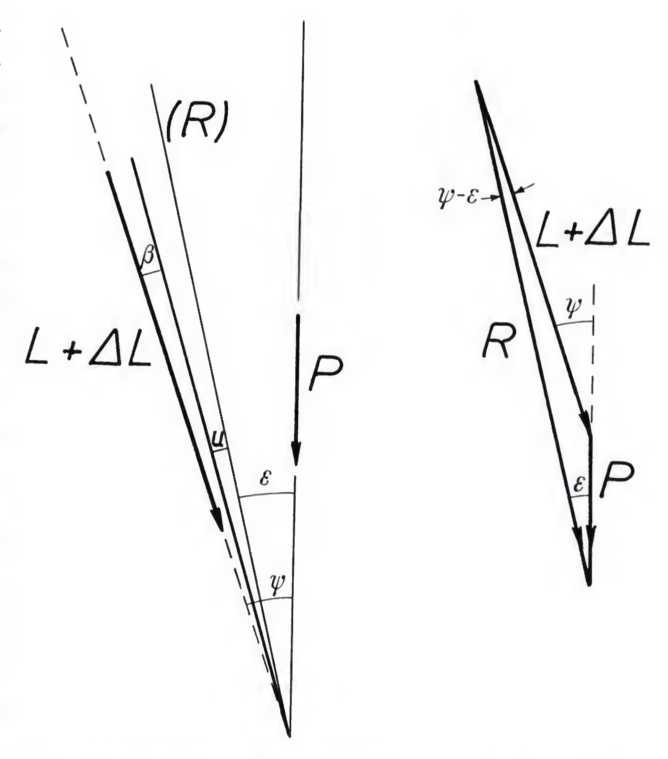


Figure 89. Renforcement ou affaiblissement des muscles latéraux L

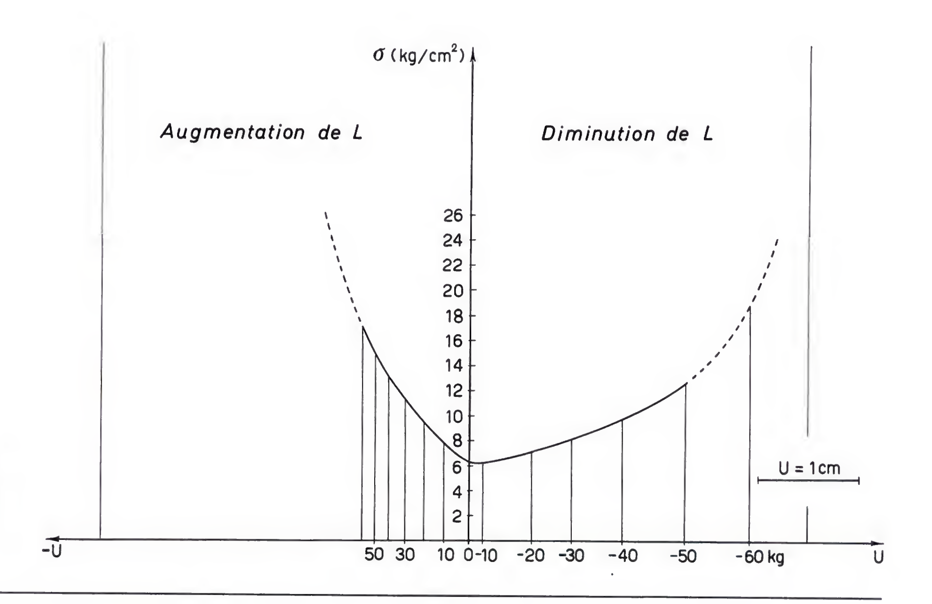


Figure 90. Evolution de la contrainte maximale σ_{Mx} en fonction de la variation de la force L

Finalement une variation de L, qu'elle soit positive ($+\Delta L$) ou négative ($-\Delta L$), augmente toujours la contrainte maximale, un accroissement de L plus rapidement, une diminution de L plus lentement. Ceci peut expliquer qu'un genou atteint d'une arthrose latérale se détériore habituellement beaucoup plus vite qu'un genou souffrant d'une arthrose médiale.

3. Effet cumulatif d'une variation de la force L et d'une déformation du membre en varum ou en valgum

Une modification de l'effort musculaire L change le point d'application, la grandeur et la ligne d'action de la résultante R.

Le relâchement du hauban musculaire L déplace en dedans la ligne d'action de la résultante R et augmente ainsi la contrainte maximale. La concentration de la pression articulaire anormalement élevée détruit le cartilage articulaire. L'interligne se pince en dedans. Le pincement de la partie médiale de l'interligne déforme le membre en varum, ce qui déplace davantàge la ligne d'action de R et augmente encore la contrainte articulaire maximale. Déplacement médial de R et déformation en varum s'aggravent donc mutuellement.

De même un renforcement des muscles L déplace latéralement la résultante R. La concentration de la pression articulaire qui en résulte détruit le cartilage de la partie latérale du genou. L'interligne se pince en dehors. Le pincement latéral de l'interligne déforme le membre en valgum. La déformation en valgum déplace davantage la ligne d'action de R en dehors. Déplacement latéral de R et déformation en valgum s'aggravent mutuellement eux aussi.

L'évolution d'un cas clinique illustre l'effet mutuel d'une déformation en valgum et d'une augmentation de la force musculaire latérale L. La patiente de 65 ans, souffrant de coxarthrose, a subi une arthroplastie de hanche par cupule (figure 91). Le résultat est bon au niveau de la hanche. Mais pour permettre l'implantation correcte de la cupule, le col fémoral a été réséqué. Par conséquent:

Figure 91. Arthroplastie par cupule avec résection du col fémoral

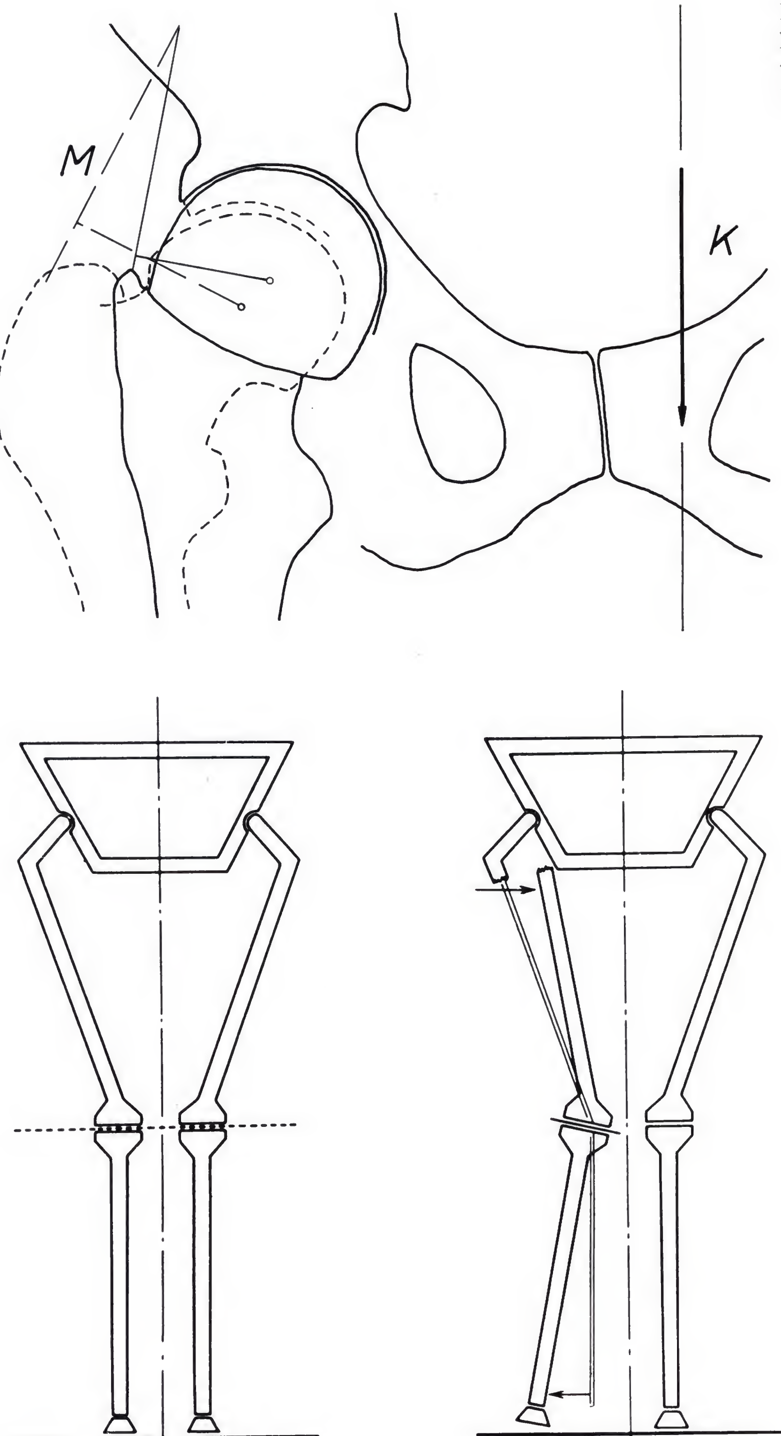


Figure 92. La résection du col raccourcit le bras de levier des muscles abducteurs *M*. *K*: poids du corps agissant sur la hanche

Figure 93. Le déplacement en dedans de l'extrémité supérieure de la diaphyse fémorale entraîne une déformation du membre en valgum (d'après Pauwels, 1963)

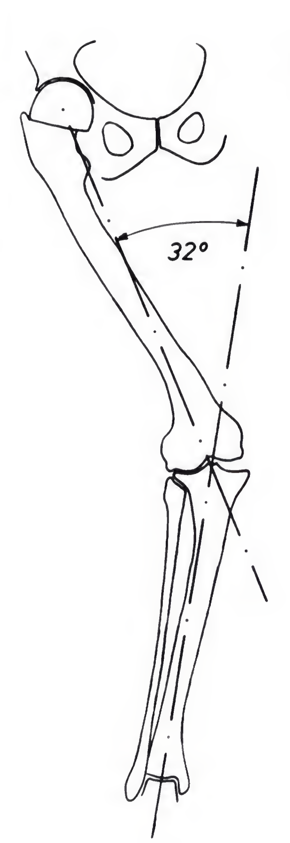


Figure 94. Déformation en valgum

1. l'extrémité proximale de la diaphyse fémorale a été rapprochée du bassin (figure 92). Ceci a entraîné une déformation du membre en valgum comme le montre le schéma figure 93.

2. le petit et probablement le moyen fessiers ont été sectionnés. Si le moyen fessier a été épargné, son bras de levier par rapport au centre de la tête fémorale a été considérablement raccourci (figure 92).

3. le bras de levier du «deltoïde pelvien» (grand fessier et tenseur du fascia lata) par rapport au centre de la tête fémorale a été raccourci puisque ces muscles ne sont plus refoulés latéralement par le grand trochanter.

Parce que le moyen et le petit fessiers n'exercent plus ou presque plus leur action et parce que le bras de levier du «deltoïde pelvien» est raccourci, les muscles biarticulaires nécessaires à l'équilibre de la hanche doivent développer un effort beaucoup plus considérable que normalement. L'augmentation de la force *L*, exercée par les muscles latéraux, et la déformation du membre en valgum déplacent toutes deux en dehors la résultante des forces agissant sur le genou. En conséquence la patiente a développé une gonarthrose latérale, évidente deux ans après l'arthroplastie de la hanche (figures 94 et 95).

Figure 95. Gonarthrose latérale due au renforcement des muscles latéraux et à la déviation en valgum

4. Modification de la force P

Une modification du poids du corps non compensée par un renforcement ou un relâchement des muscles latéraux L déplacera aussi la ligne d'action de R, changera sa grandeur et augmentera la contrainte maximale.

P varie d'une quantité ΔP (positive ou négative), les autres paramètres demeurant constants (figure 96). On a:

$$\operatorname{tg} \varepsilon = \frac{L \sin \psi}{L \cos \psi + (P + \Delta P)},$$

$$u = l \operatorname{tg}(\psi - \beta - \varepsilon),$$

$$R = \frac{L \sin \psi}{\sin \varepsilon}.$$

La composante de R perpendiculaire aux surfaces articulaires fémoro-tibiales est:

$$R' = R \cos(\psi - \beta - \varepsilon).$$

Pour le calcul, P est progressivement augmenté puis diminué par tranches de 5 kg.

Connaissant la distance u pour chaque valeur de P et utilisant les résultats du paragraphe 1, nous pouvons déterminer la position de la ligne de nulle pression, les surfaces portantes et la contrainte maximale σ_{Mx}. Le tableau 13 donne les résultats pour quelques valeurs de ΔP.

Tableau 13

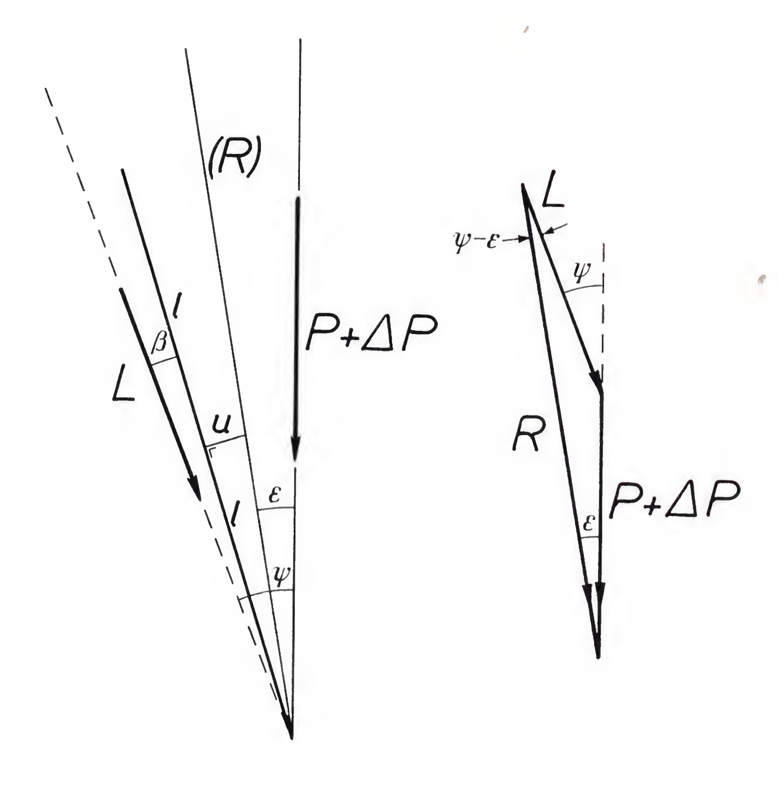
P [kg]	ε	u [cm]	R [kg]
+ 5	5°55′59″	0.167091	131.7962
+10	5°43′	0.322031	136.7704
+20	5°19′39″	0.6004	146.7240
+30	5°59′17″	0.8435	156.6836
+50	4°25′26″	1.2474	176.6164
+80	3°46′55″	1.7074	206.5400
− 5	6°25′09″	−0.1807	121.8542
−10	6°41′36″	−0.3768	116.8868
−20	7°19′03″	−0.8237	106.9614
−30	8°04′10″	−1.3622	97.0512
−50	10°09′03″	−2.8557	77.300

Une augmentation du poids du corps modifie peu la direction de R et son point d'application. Pour un ΔP positif, l'accroissement de la contrainte maximale provient principalement de l'augmentation de la résultante R.

Au contraire, lorsque P diminue, R devient plus petit mais sa ligne d'action est déplacée latéralement. Les surfaces portantes se réduisent rapidement. Ceci entraîne une augmentation de la contrainte maximale.

La courbe figure 97 illustre l'évolution de la contrainte maximale σ_{Mx} en fonction de ΔP.

Figure 96. Augmentation de la force *P*



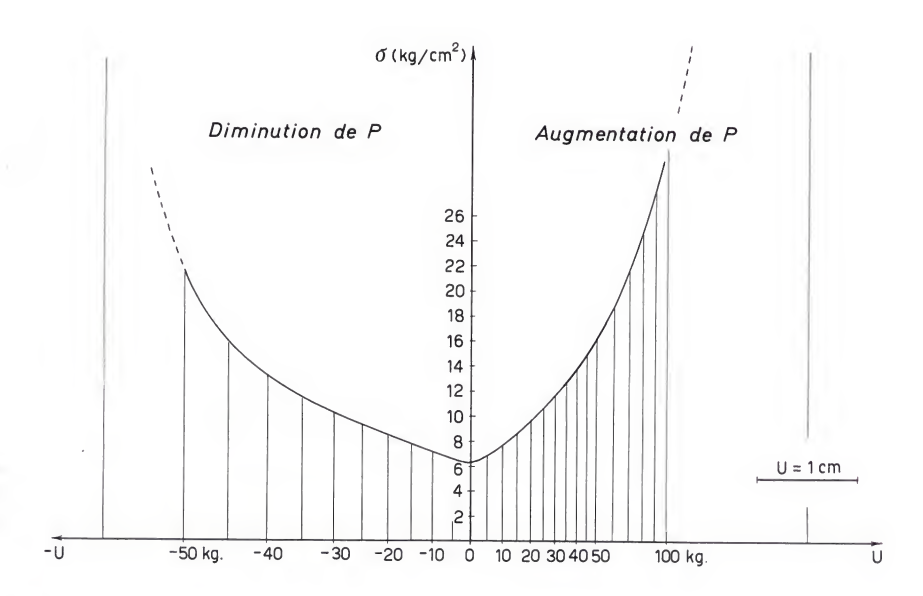


Figure 97. Evolution de la contrainte maximale σ_{Mx} en fonction de la variation de grandeur de la force *P*

5. *Déplacement horizontal du centre de gravité partiel S_7 dans le plan frontal*

Les lignes d'action des forces P, L et R convergent en C. La grandeur de P, celle de L et l'angle β restent constants. Un déplacement horizontal du centre de gravité partiel S_7 dans le plan frontal vers le membre en charge raccourcit d_1, distance entre S_7 et la prolongation de l'axe du membre. CH pivote alors autour de C. La ligne d'action de R se rapproche de la verticale et se déplace latéralement par rapport au centre du genou. Inversement, un déplacement horizontal de S_7 en direction opposée au membre en charge, dans le plan frontal, ouvre l'angle formé par CH et la verticale et déplace en dedans le point d'application de R dans le genou.

D'après la figure 98, on peut écrire:

$$d_1 + \Delta d_1 = \overline{S_7 C} \cdot \mathrm{tg}(\psi - \beta)$$

$$\mathrm{tg}\,\varepsilon = \frac{L \cdot \sin\psi}{P + L \cdot \cos\psi}$$

$$u = l \cdot \mathrm{tg}(\psi - \beta - \varepsilon)$$

$$R = \sqrt{L^2 + P^2 + 2L \cdot P \cdot \cos\varepsilon}$$

Tableau 14

Δd_1[cm]	ε	u[cm]	R [kg]
+ 1	6°43′32″	0.1942	126.1099
+ 2	7°19′00″	0.3709	126.0468
+ 3	7°53′22′	0.5471	125.9807
+ 4	8°27′21″	0.7228	125.9117
+ 5	9°01′49″	0.8980	125.8398
+10	11°50′57″	1.7387	126.0904
− 1	5°35′23″	−0.1604	126.2274
− 2	5°00′43″	−0.3382	126.2816
− 3	4°25′57″	−0.5165	126.3327
− 4	3°51′09″	−0.6951	126.3807
− 5	3°16′19″	−0.8739	126.4257
−10	0°21′37″	−1.7794	86.7092
−11	−0°13′22″	−1.9585	76.5723
−13	−1°23′19″	−2.3167	127.3265

Le tableau 14 indique quelques résultats. La courbe figure 99 illustre les valeurs de σ_{Mx} en fonction du déplacement horizontal de S_7 dans le plan frontal. Elle atteint un minimum quand la ligne d'action de P est proche du centre G du genou.

6. *Conclusion*

Nous avons étudié l'influence exercée sur la contrainte maximale σ_{Mx} par:

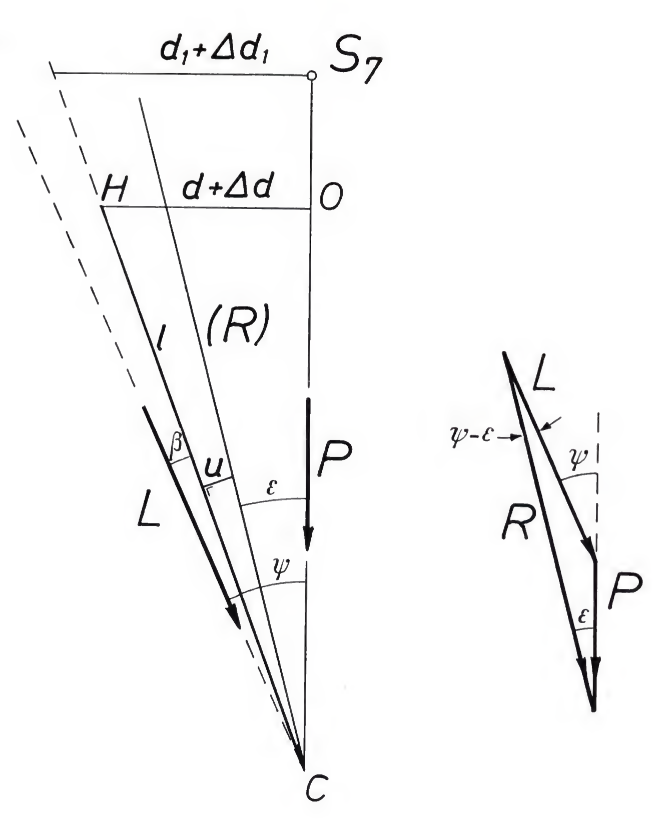
1. une déformation du genou en varum ou en valgum.
2. une modification de la grandeur de la force musculaire L
3. une modification de la force P due à la masse du corps.
4. un déplacement horizontal du centre de gravité partiel S_7 dans le plan frontal.

Toute modification d'un de ces paramètres par rapport à la normale augmente la contrainte maximale σ_{Mx}. Ceci vaut même pour un relâchement des muscles latéraux ou pour une diminution du poids du corps. Ce paradoxe est la conséquence du déplacement du point d'application de la force de compression fémoro-tibiale R. Un tel déplacement recule la ligne de nulle pression et entraîne une distribution inégale des contraintes articulaires.

Chez l'individu normal, la modification d'un paramètre est immédiatement compensée par celle d'un ou de plusieurs des autres paramètres. Lorsque cette compensation ne se réalise plus, l'arthrose apparaît et se développe. Alors la modification d'un des paramètres qui assurent l'équilibre du genou provoque les altérations successives et cumulatives caractérisant la gonarthrose. Si rien n'est entrepris, la situation ne peut que se détériorer.

L'analyse mathématique confirme ainsi la théorie proposée pour expliquer la pathogénie de la gonarthrose.

Figure 98. Déplacement horizontal du centre de gravité partiel S_7 dans le plan frontal



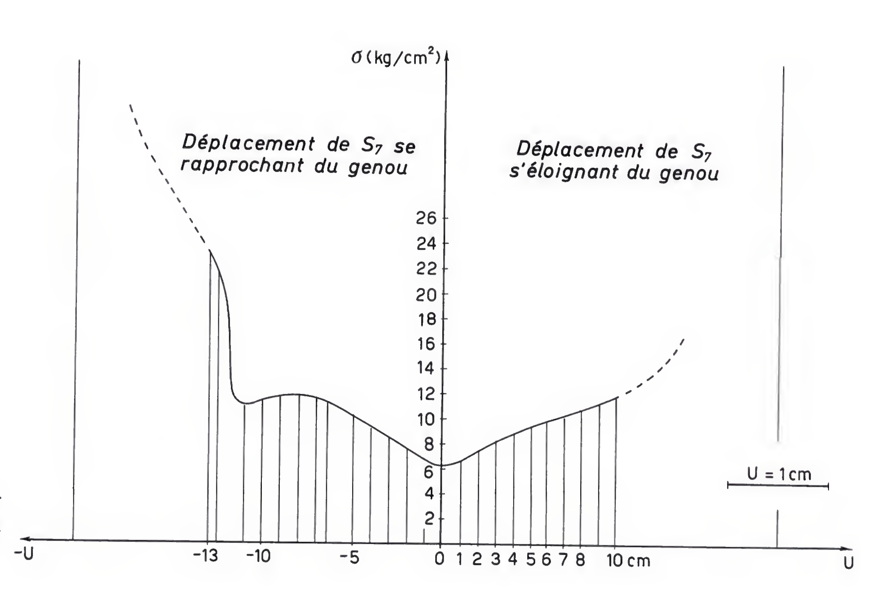


Figure 99. Evolution de la contrainte maximale σ_{Mx} en fonction du déplacement de S_7

E. Déplacement postérieur de la force R

Dans le plan sagittal, la flexion du genou écarte habituellement celui-ci de la ligne d'action de la force *P*. A cet éloignement de *P* doit répondre une augmentation des forces musculaires qui équilibrent la masse du corps. L'analyse des forces projetées dans le plan sagittal montre que la flexion du genou entraîne une augmentation des forces R_4 pressant le fémur contre le tibia et R_5 pressant la rotule contre le fémur. Pareille augmentation est rendue nécessaire pour maintenir l'équilibre (figure 100). D'autre part, en flexion, l'effort R_4 s'exerce sur des surfaces portantes réduites. En effet, dans l'extension complète du genou normal (figure 101 a), les condyles fémoraux reposent sur les plateaux tibiaux par des surfaces à grand rayon de courbure, la partie inférieure des condyles au contact de l'entièreté des ménisques et du cartilage tibial. Au début de la flexion, un angle antérieur s'ouvre entre l'extrémité inférieure du fémur et l'extrémité supérieure du tibia (figure 101 b). En flexion, les condyles s'appuient à la partie postérieure des plateaux tibiaux par leur propre partie postérieure (voir pages 64 et 65). Le rayon de courbure r' de cette partie postérieure des condyles est plus petit que celui des plateaux tibiaux. Il en résulte une réduction des surfaces articulaires portantes. Réduction des surfaces portantes et accroissement de la charge s'associent pour augmenter les contraintes de compression articulaires.

Cependant la flexion du genou normal s'accompagne d'un glissement des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux. Ainsi, lors du passage de l'extension à la flexion, l'augmentation de pression ne reste pas localisée. Elle est intermittente pour chaque portion des surfaces en contact. La distribution assez uniforme des contraintes de compression articulaires se traduit en radiographie par la sclérose sous-chondrale de même épaisseur soulignant les plateaux tibiaux (figure 102a).

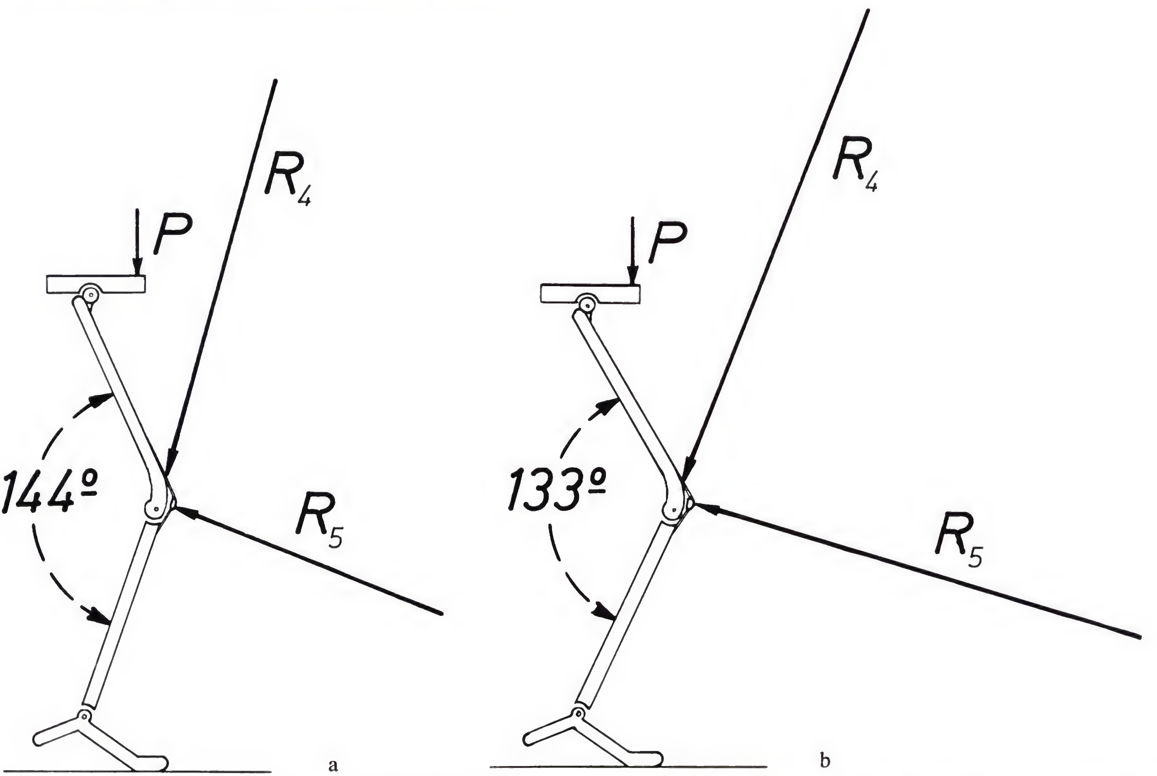


Figure 100a et b. La flexion accroît les forces R_4 comprimant le fémur contre le tibia et R_5 comprimant la rotule contre le fémur

Figure 101 a et b. La flexion réduit la surface portante du genou. *r* et *r′* : rayons de courbure

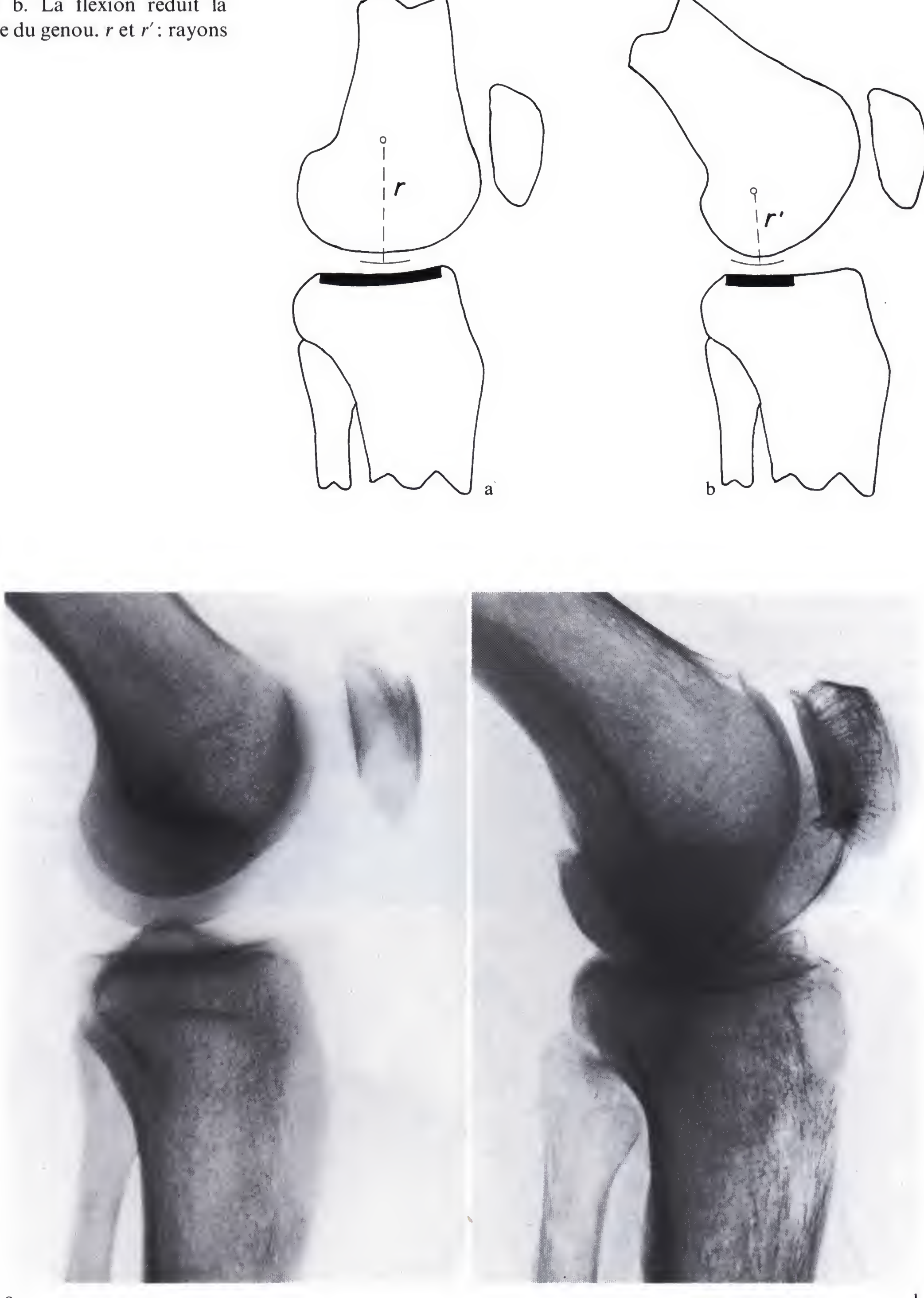


Figure 102. (a) Genou normal. Une bande dense d'égale épaisseur souligne les plateaux tibiaux. (b) Genou arthrosique. Un triangle dense traduit l'augmentation des contraintes à la partie postérieure du genou

Si le genou a perdu son extension complète (comme chez les gonarthrosiques) ou s'il est maintenu en légère flexion (comme chez certaines femmes lorsqu'elles portent des chaussures à talons hauts), non seulement l'effort fémoro-tibial R_4 est accru, mais encore il se transmet de manière durable par la région postérieure des condyles, c'est-à-dire par une surface à rayon de courbure plus petit r' (figure 101 b). A cet endroit, les contraintes de compression articulaires restent donc fortement augmentées en permanence. Elles se concentrent à la partie postérieure des deux plateaux tibiaux ou d'un seul lorsque la charge est en même temps déplacée en dedans ou en dehors. Elles y sont anormalement grandes et s'y manifestent par l'apparition radiologique d'un triangle dense à base postérieure, à sommet antérieur (figure 102b). La forme de ce triangle correspond au diagramme des contraintes de l'exemple théorique à articulation monocylindrique, lorsque la force R croise excentriquement les surfaces de contact (figure 13b et c). Ici encore la loi de Pauwels se vérifie.

F. Accroissement de la force de compression patello-fémorale

La force R_5 pressant la rotule contre le fémur est, elle aussi, fortement augmentée par la flexion du genou. En effet, lors de la flexion, le genou s'écarte habituellement de la ligne d'action de la force P. La force P_a doit augmenter pour équilibrer le moment de P et le quadriceps M_v doit développer un effort plus grand pour équilibrer le moment de P (figures 100 et 103). D'autre part l'angle formé par la ligne d'action de la force M_v et celle du tendon rotulien P_a se ferme (figure 55). Il en résulte un accroissement de la résultante R_5 (figure 100). Dans le genou normal, l'accroissement de R_5 est intermittent et ne survient qu'en flexion. Mais lorsque le genou n'atteint plus l'extension complète – comme chez les gonarthrosiques et certaines femmes porteuses de hauts talons – au lieu de diminuer chaque fois que le genou s'étend, la résultante R_5 reste élevée de façon permanente. L'augmentation permanente de la force R_5 pressant la rotule contre le fémur entraîne entre ces deux os un accroissement des contraintes articulaires. L'augmentation des contraintes patello-fémorales se manifeste sur les radiographies par l'apparition d'une image osseuse dense dans la rotule (figure 110b et c).

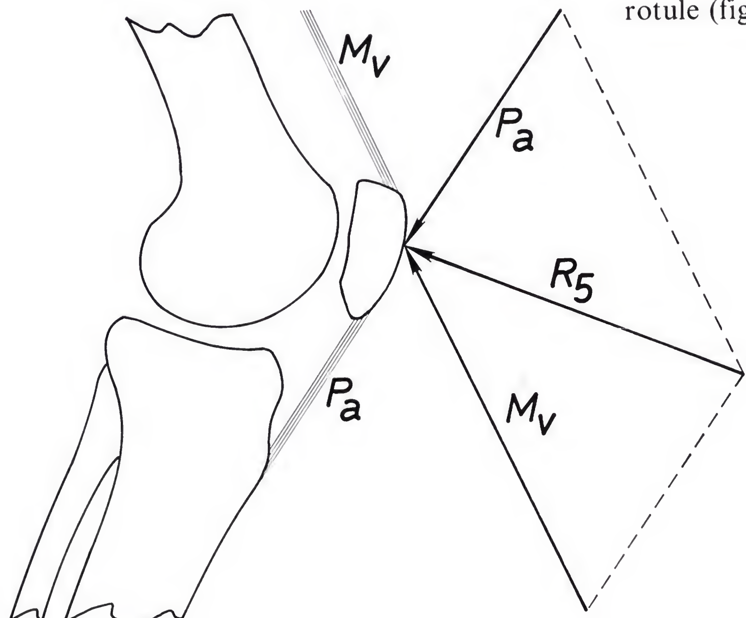


Figure 103. La force R_5 comprime la rotule contre le fémur. Elle est la résultante des forces M_v exercée par le tendon quadricipital et P_a exercée par le tendon rotulien

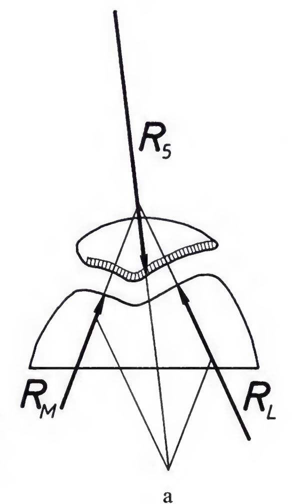
G. Déplacement en dehors de la force de compression patello-fémorale

Une coupe horizontale d'un genou normal montre que la densité sous-chondrale soulignant la surface articulaire de la rotule présente pratiquement partout la même épaisseur (figure 104a). Nous pouvons en conclure à une répartition régulière de la pression articulaire. La force de compression patello-fémorale R_5 peut être décomposée en une force R_L perpendiculaire à la surface articulaire du condyle latéral et une force R_M perpendiculaire à la surface articulaire du condyle médial. Puisque la pression articulaire est uniformément distribuée, chacune des composantes R_L et R_M doit être proportionnelle à l'étendue de la surface qui la transmet. La construction du parallélogramme des forces indique la ligne d'action de R_5 (figure 105a).

Une subluxation progressive de la rotule en dehors s'observe dans beaucoup de gonarthroses. Elle s'accompagne nécessairement d'un déplacement de la résultante R_5 des forces appuyant la rotule contre le fémur. La force R_5 n'est plus transmise que par la facette latérale de la rotule et par la zone correspondante du condyle latéral (figure 105b) au lieu de l'être par les deux facettes rotuliennes et les deux versants de la tranchée intercondylienne comme dans le genou normal (figure 105a).

La diminution des surfaces portantes entraîne une augmentation localisée des contraintes avec condensations osseuses, destruction du cartillage articulaire, pincement de l'interligne, déformation de l'os et réaction ostéophytique (figures 104b et 111d).

Figure 104. (a) Dans une articulation patello-fémorale normale, une sclérose sous-chondrale d'égale épaisseur souligne les deux facettes de la rotule. (b) Dans une rotule subluxée, la sclérose sous-chondrale est beaucoup plus épaisse sous la facette latérale



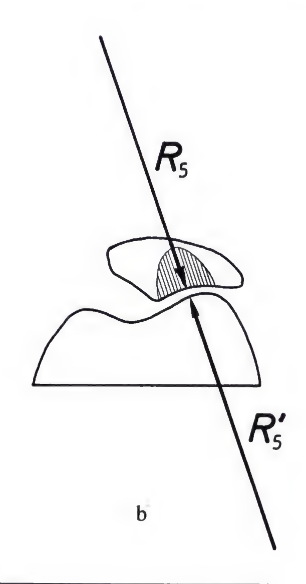


Figure 105a et b. R_5: force comprimant la rotule contre le fémur. R_L: composante latérale de R_5. R_M: composante médiale de R_5. R'_5 réaction comprimant le fémur contre la rotule

En analysant théoriquement les causes de la gonarthrose, nous avons déduit les perturbations qu'elles provoquent dans la mécanique du genou. Ces perturbations entraînent des lésions du cartilage et des réactions de l'os qui obéissent aux lois générales définies par Pauwels. Elles sont mises en évidence par l'examen radiographique qu'il faut effectuer et interpréter dans cette optique particulière.

II. Mise en évidence par la radiographie de l'effet des changements de situation de la force de compression sur la répartition des contraintes articulaires

A. Mise en évidence des contraintes articulaires

1. Radiographie de face

Dans un genou normal, l'examen radiographique montre deux cupules denses d'os sous-chondral à peu près symétriques et d'égale épaisseur, une en dessous de chaque plateau tibial (figure 106a). Comme Pauwels l'a montré pour le sourcil cotyloïdien de la hanche, leur forme correspond à celle du diagramme des contraintes articulaires. Elle indique une répartition régulière des contraintes de compression sur toutes les surfaces portantes de l'articulation normale et permet de conclure que la force *R* de compression fémoro-tibiale s'exerce au centre de gravité des surfaces d'appui du genou (figure 63, page 70).

Un déplacement de la charge *R en dedans* se traduit d'abord par une augmentation d'épaisseur de la condensation osseuse soulignant le plateau tibial médial. Celle-ci-devient peu à peu triangulaire en se rapprochant du bord médial du plateau (figure 106b). C'est le premier signe de la gonarthrose. Ensuite les travées osseuses situées en profondeur sous le plateau tibial médial augmentent d'épaisseur jusqu'à transformer en zone dense toute la région. L'interligne articulaire médial se pince et peut complètement disparaître (figure 106c). Le bord du plateau tibial s'érode et le fémur se subluxe sur le tibia (figure 106d). En même temps la densité sous-chondrale régresse et la structure de l'os spongieux s'estompe sous le plateau tibial latéral.

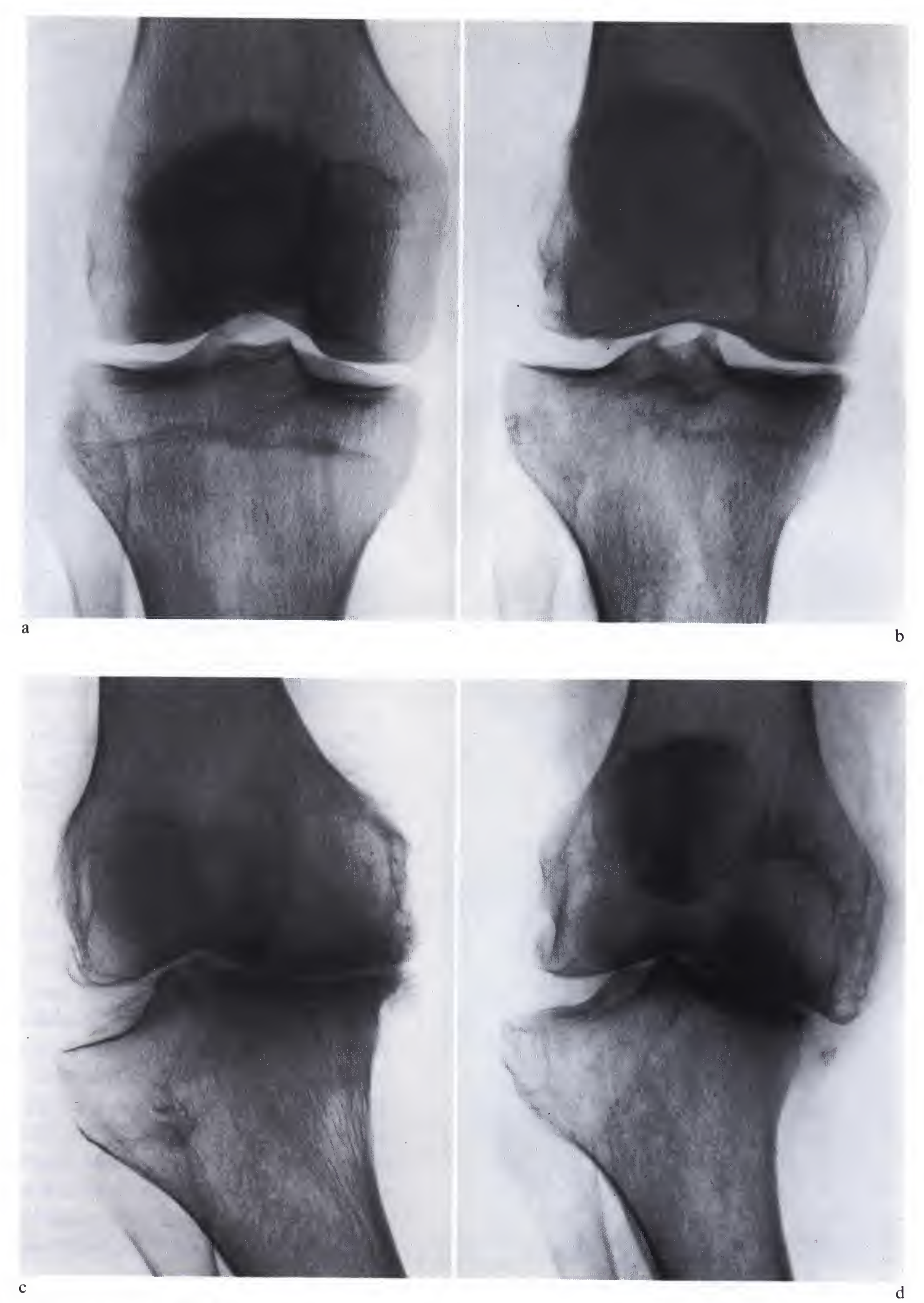
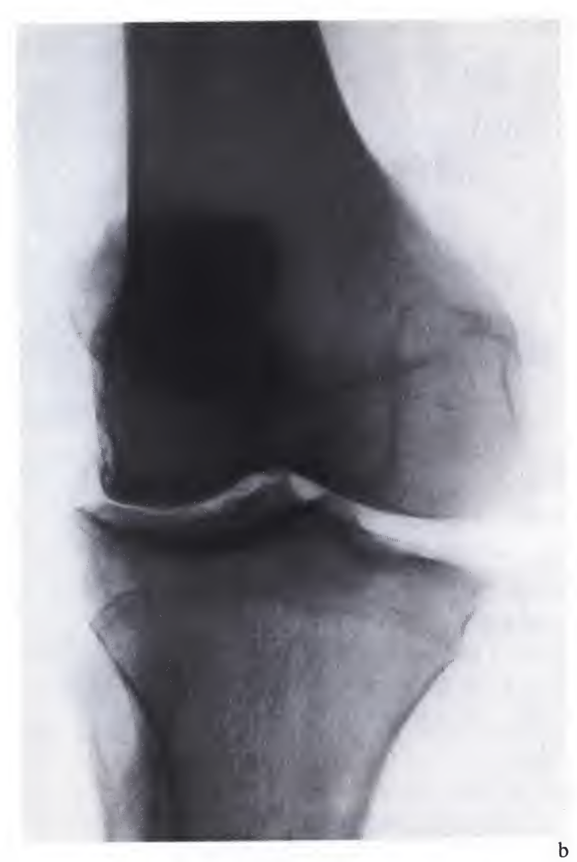


Figure 106. (a) Genou normal. (b) Triangle dense soulignant le plateau tibial médial. (c) Triangle dense plus large et pincement de l'interligne articulaire médial. (d) Sclérose en dessous du plateau tibial médial érodé et subluxation de l'articulation

a



b

c

Figure 107. (a) Epaississement de la sclérose sous-chondrale soulignant le plateau tibial latéral. (b) Large zone dense sous le plateau tibial latéral. (c) Pincement de l'interligne latéral et impaction du fémur dans le tibia

De même, le déplacement *en dehors* de la charge *R* apparaît sur l'image radiographique. D'abord la cupule dense sous le plateau tibial latéral s'épaissit (figure 107a) et la densité sous-chondrale régresse sous le plateau tibial médial. Ensuite le plateau tibial latéral est souligné par une cupule dense très profonde correspondant ici aussi au diagramme des contraintes articulaires (figures 107b et 74). Finalement l'interligne se pince puis disparaît et le condyle fémoral s'enfonce dans le plateau tibial latéral (figure 107c).

a

b

Figure 108. (a) Cupule dense soulignant les plateaux tibiaux d'un genou normal. (b) Gonarthrose avec flexum du genou. Un triangle dense souligne la partie postérieure de l'articulation. (c) Gonarthrose sur genou recurvatum. Un triangle dense souligne la partie antérieure des plateaux

c

2. Radiographie de profil

Sur le cliché de profil, les cupules aplaties soulignant les plateaux tibiaux du genou normal se superposent (figure 108a). Dans la gonarthrose, un triangle dense apparaît sous la partie postérieure de l'articulation. Ce triangle objective le diagramme des contraintes, fortement et inégalement augmentées à la partie postérieure du genou (figure 108b). Dans un cas de gonarthrose avec recurvatum, un triangle dense s'observe sous la partie antérieure des plateaux tibiaux (figure 108c). Il traduit l'augmentation de la pression articulaire dans la partie antérieure du genou (voir page 194).

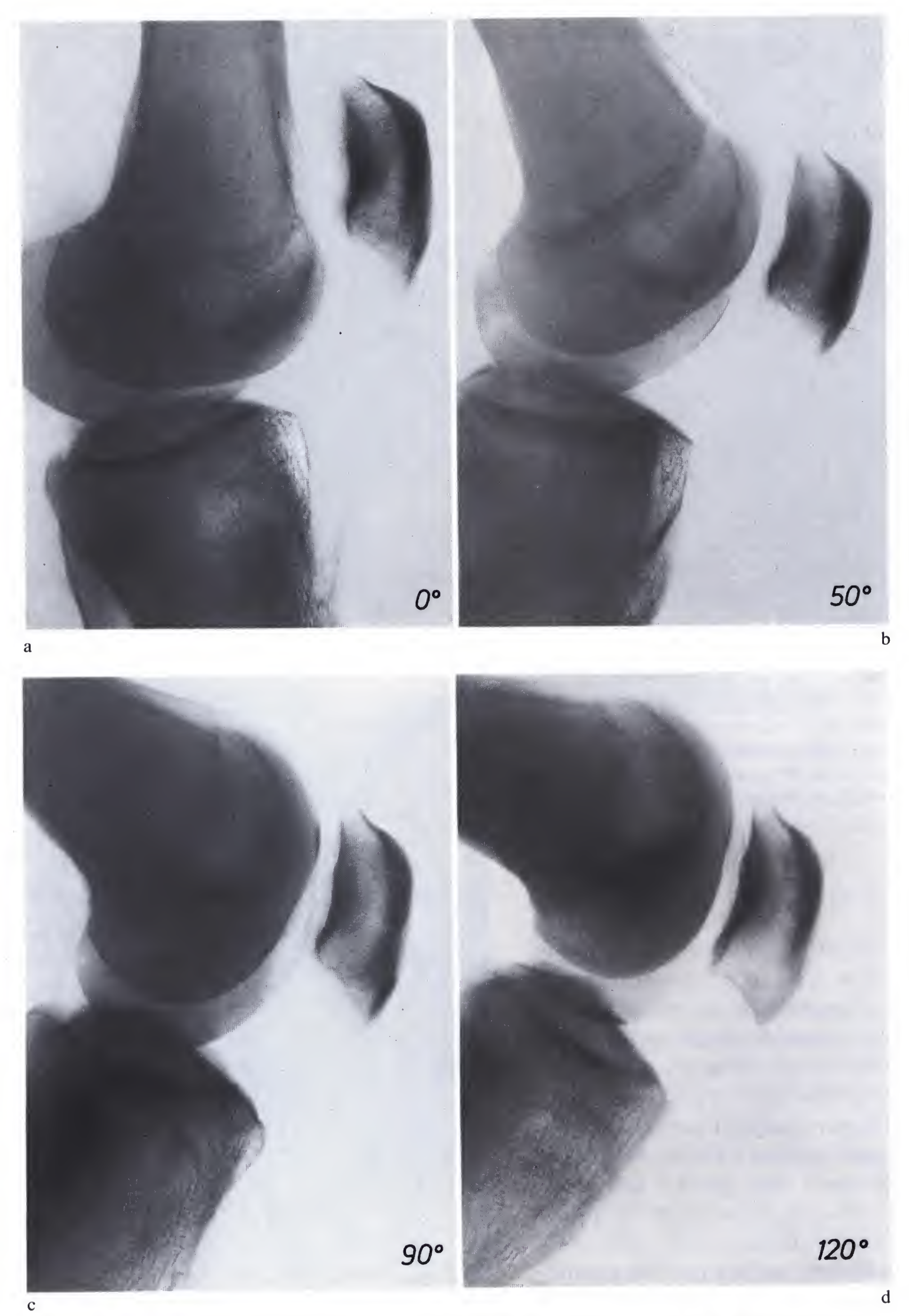


Figure 109a–d. Variation des surfaces portantes patello-fémorales au cours de la flexion du genou

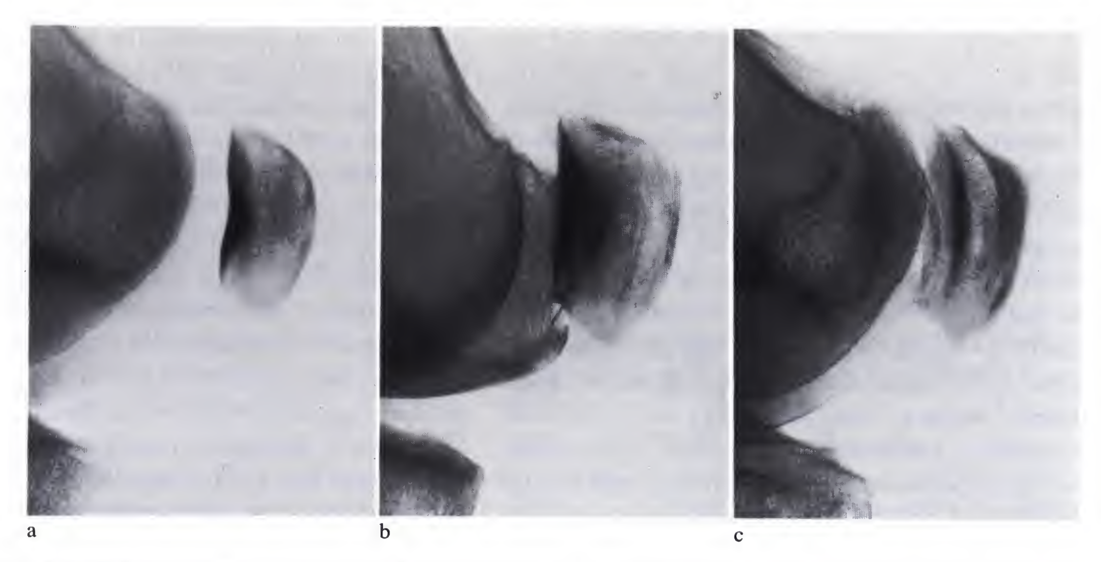


Figure 110. (a) Rotule dans un genou normal. (b) Epaisse sclérose sous-chondrale dans une arthrose patello-fémorale. (c) Epaississement de la corticale antérieure de la rotule

L'image de profil montre aussi comment les surfaces d'appui patello-fémorales varient au cours de la flexion du genou. Pratiquement inexistantes en extension (figure 109a), elles se localisent à la facette moyenne de la rotule en flexion à 50° (figure 109b), à sa facette supérieure vers 90° (figure 109c) et simultanément aux facettes supérieure et moyenne en flexion plus prononcée (figure 109d).

La face profonde de la rotule présente physiologiquement un mince ruban de condensation sous-chondrale dont la forme correspond au diagramme des contraintes dans l'articulation patello-fémorale (figure 110a). Cette condensation peut s'épaissir fortement et prendre la forme d'une cupule profonde dans l'arthrose patello-fémorale (figure 110b). De même, parfois, la corticale antérieure de la rotule arthrosique augmente en épaisseur et en densité (figure 110c). Ces modifications traduisent l'accroissement des contraintes de traction et de compression à son niveau.

3. Vues tangentielles de la rotule

Les vues tangentielles de la rotule mettent en évidence l'articulation patello-fémorale et la tranchée intercondylienne (figure 111). Elles seront prises, comme le propose Ficat (1970), le genou étant fléchi d'abord à 30°, ensuite à 60°, enfin à 90°. L'examen sera réalisé sur le patient debout, genou en charge, au moins pour les clichés à 30° et à 60° de flexion. Il peut faire apparaître une subluxation de la rotule ou une structure trabéculaire du tissu spongieux rotulien suggérant un déplacement latéral de la force qui comprime la rotule contre le fémur. L'un et l'autre signe doivent être pris en considération pour la préparation d'un traitement correct.

Lorsque l'articulation patello-fémorale est normale, la sclérose sous-chondrale souligne les facettes médiale et latérale (figure 111 a). Elle est épaissie sous la facette latérale de la figure 111 b et démontre que la force de compression patello-fémorale est déplacée latéralement. En conséquence les contraintes de compression sont anormalement élevées dans la partie latérale de l'articulation. Dans la rotule figure 111 c, les contraintes de compression sont encore plus élevées entre la facette latérale de la rotule et le condyle correspondant. Le cartilage est détruit. A la figure 111 d, l'adaptation fonctionnelle est dépassée. La compression excessive a détruit les os.

Les condensations sous-chondrales revêtent une importance considérable. Elles permettent de lire directement sur les clichés radiographiques le diagramme des contraintes articulaires et d'en déduire la localisation de la résultante des forces transmises par l'articulation. Elles permettent de poser une indication opératoire correcte et ultérieurement d'apprécier les résultats des traitements chirurgicaux.

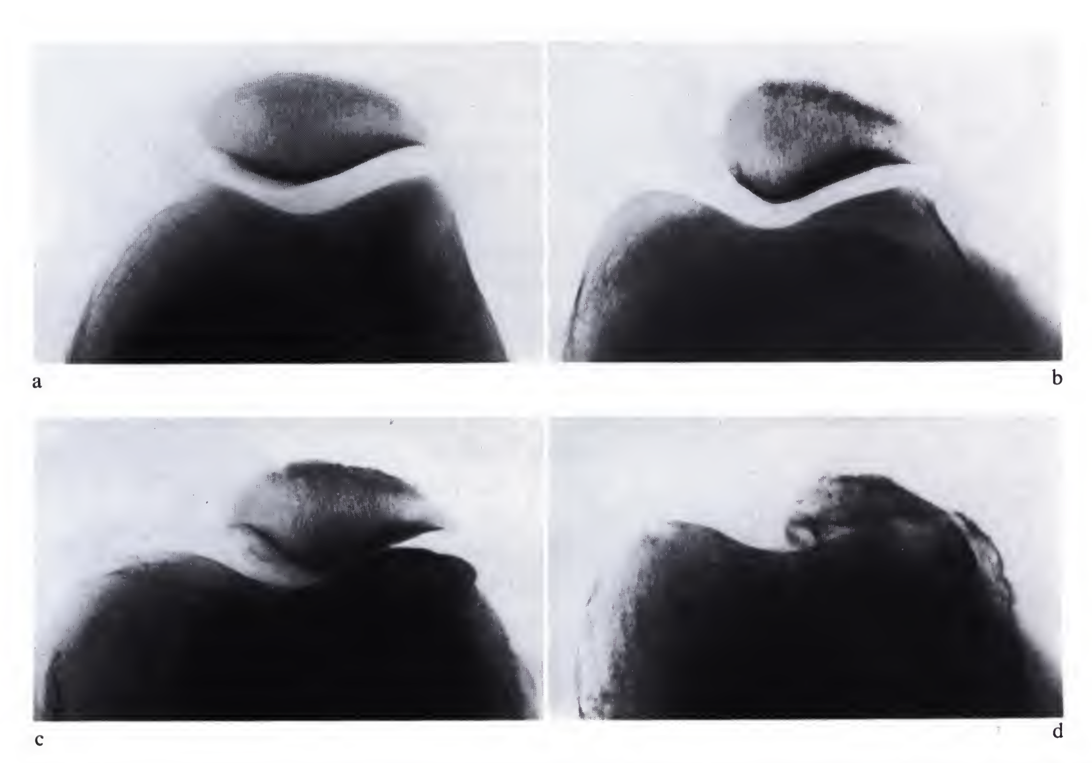


Figure 111. (a) Articulation patello-fémorale normale. (b) Sclérose sous-chondrale plus épaisse sous la facette latérale. (c) Pincement de l'interligne articulaire latéral et épaississement de la sclérose sous-chondrale soulignant la facette latérale. (d) Destruction de l'os

B. Utilité des clichés en charge

Seul un examen radiographique du genou *en charge* donne une idée de la situation durant la marche, c'est-à-dire lorsque l'articulation est fonctionnellement sollicitée. L'image d'un même genou est souvent très différente en position couchée, tous muscles relâchés, et en position debout avec appui sur le membre étudié. Ainsi, chez la patiente couchée, reprise figure 112a, le cliché montre un triangle dense soulignant le plateau tibial médial avec persistance d'un interligne articulaire assez large. La déviation en varum semble peu importante. En appui, par contre, (figure 112b), l'interligne médial disparaît complètement, la déviation en varum est nettement plus accentuée.

La radiographie de face du genou en charge, que nous prônons depuis 1963, donne plus de renseignements que le simple cliché pris en position couchée. Mais, pour effectuer une analyse théorique satisfaisante et déterminer exactement l'angle fémoro-tibial dans le plan frontal, il faut en outre un cliché montrant l'entièreté du membre inférieur en charge. Celui-ci est radiographié alors que le patient s'y appuie de tout son poids. L'image obtenue permet de mesurer l'angulation entre fémur et tibia, projetée dans le plan frontal. Elle rend possibles des déductions quant aux forces qui interviennent dans cette position. L'axe, dit mécanique, du fémur, joignant le centre de la tête fémorale et le milieu de l'espace intercondylien, doit être tracé, de même

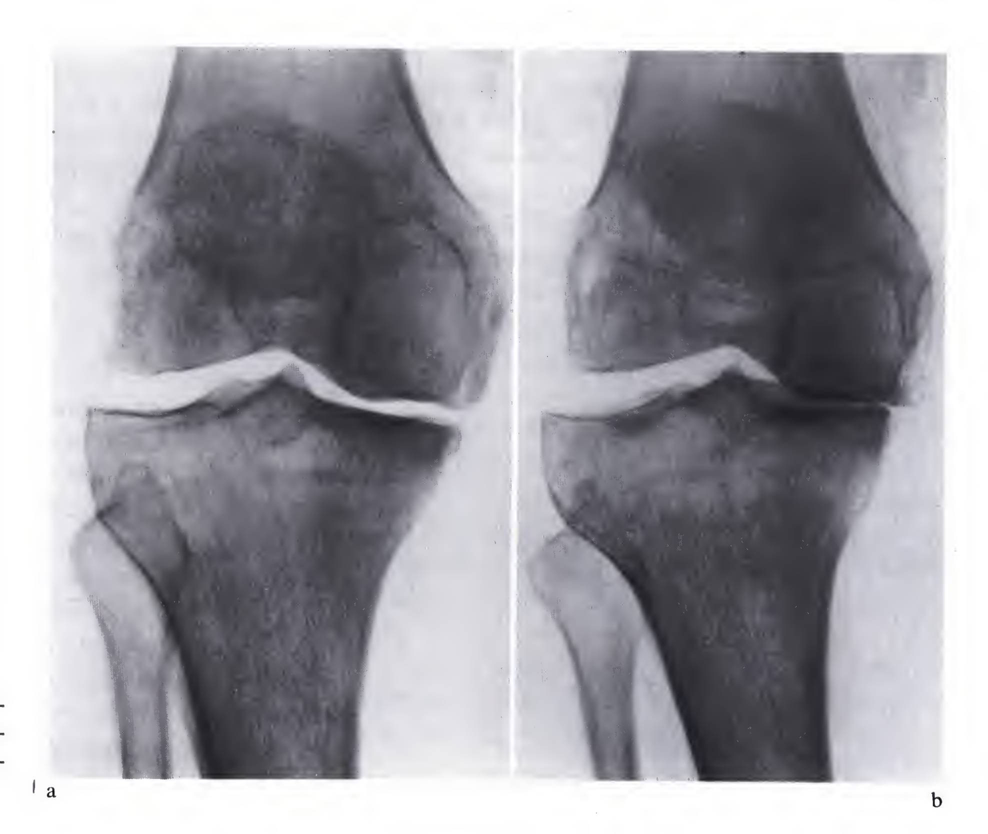


Figure 112a et b. Radiographie du genou. (a) Patiente couchée. (b) Patiente debout

que l'axe du tibia, qui joint l'espace entre les épines tibiales et le milieu de la cheville. Normalement ces deux axes sont dans le prolongement l'un de l'autre. Lorsqu'ils forment entre eux un angle α ouvert en dehors, le genou est dévié en varum (figure 113a). S'ils forment un angle α ouvert en dedans, le genou est dévié en valgum (figure 113b). La déviation peut et doit alors être très exactement mesurée.

Si, pour des raisons techniques, il n'est pas possible de prendre une longue radiographie couvrant tout le squelette du membre inférieur, celui-ci doit être reconstitué avec précision sur un dessin de grande dimension. Le patient est placé devant un statif muni d'un fil à plomb. Ce statif supporte une cassette à hauteur de chaque articulation. Trois clichés sont pris successivement, le premier centré sur la hanche, le second sur le genou et le troisième sur la cheville. Des repères étagés sur le fil à plomb ou une règle opaque verticale s'impriment sur les clichés et permettent ensuite de disposer ceux-ci à hauteur convenable sous un long papier transparent. Les contours du squelette peuvent alors être calqués à partir des trois images radiographiques. Les axes, dits mécaniques, du fémur et du tibia sont ensuite tracés comme sur le cliché unique de grande dimension et l'angle α qu'ils forment entre eux est alors correctement mesuré.

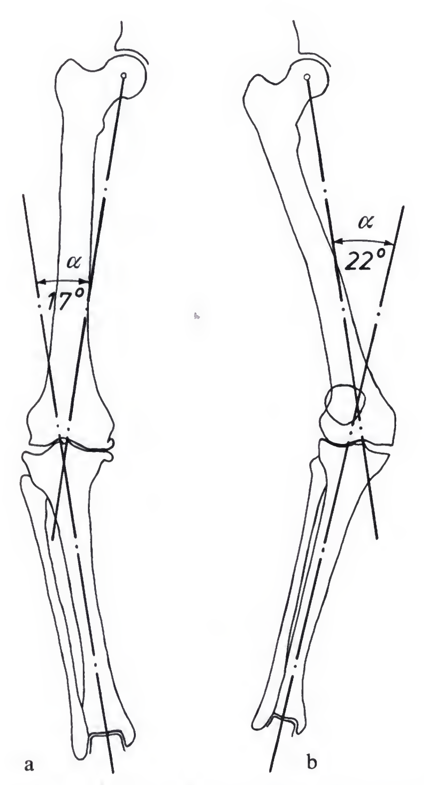


Figure 113a et b. A partir de la radiographie de tout le membre inférieur en charge, l'angle α peut être mesuré. L'angle α est formé par les axes dits mécaniques du fémur et du tibia. Dans un genou normal $\alpha=0$. (a) Déformation en varum. (b) Déformation en valgum

Dans certains cas, une méniscographie peut être utile mais le plus souvent le ménisque de la région arthrosique du genou a disparu spontanément, complètement laminé par l'hyperpression qu'il a dû supporter.

En bref, pour analyser correctement l'état actuel d'une gonarthrose et en préparer le traitement, les clichés radiographiques suivants sont indispensables:

(1) genou de face, patient debout s'appuyant sur le membre étudié, (2) genou de profil, (3) vues tangentielles de la rotule, (4) cliché couvrant l'entièreté du membre inférieur étudié, mis en charge.

Ainsi compris, l'examen radiographique permet de déduire la sollicitation mécanique du genou. Il met en évidence les lésions chondrales et les réactions osseuses traduisant la sollicitation mécanique anormale provoquée par les modifications de l'équilibre des forces qui agissent sur le genou et, particulièrement, par les déplacements permanents de la force R de contact fémoro-tibiale et de la force R_5 de contact patello-fémorale.

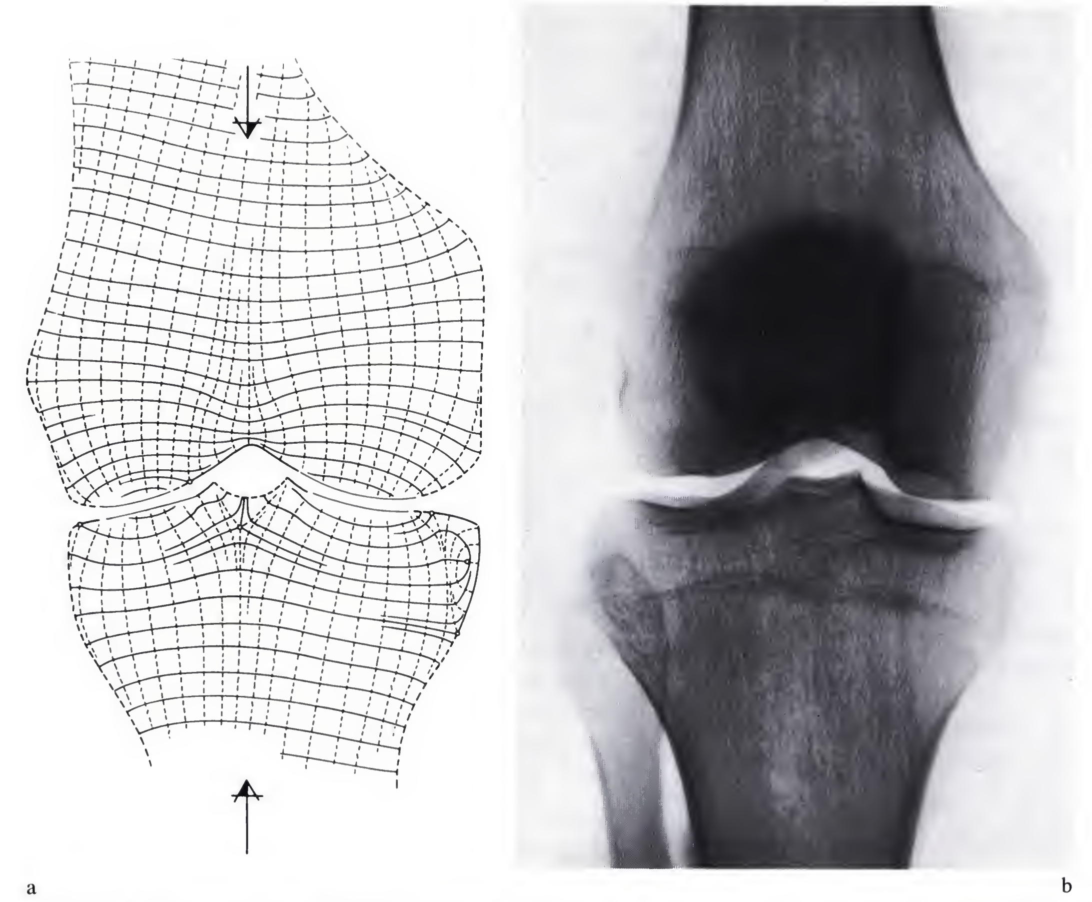
Les changements de la sollicitation mécanique de l'articulation dus à ces déplacements de R et de R_5 peuvent aussi être illustrés par des modèles photo-élastiques.

III. Modèles photo-élastiques démontrant comment la situation des forces de compression fémoro-tibiale et patello-fémorale influence la répartition des contraintes articulaires

A. Articulation fémoro-tibiale

Un déplacement médial ou latéral de la ligne d'action de la charge *R* entraîne une distribution asymétrique et une concentration des contraintes de compression articulaires. Des modèles photo-élastiques du genou illustrent ces changements. Un modèle plan est construit en plexiglas de 1 cm d'épaisseur pour mettre en évidence les isoclines, un deuxième en araldite, de même dimension, pour faire apparaître les isochromes, un troisième, analogue, en lucite pour montrer les isopaches. Chaque modèle représente une coupe du genou effectuée dans le plan frontal. Ses contours correspondent exactement à ceux d'une coupe anatomique. Il est constitué de deux parties: la supérieure, le fémur, s'appuie sur l'inférieure, le tibia, par l'intermédiaire de feuilles de caoutchouc remplaçant les cartilages articulaires et les ménisques et répartissant les efforts. La charge représente la projection dans un plan frontal de la résultante *R*, force de compression transmise par l'articulation fémoro-tibiale. Cette charge sera appliquée à chaque modèle, successivement de 4 façons différentes:

(1) Charge normale, centrée, (2) Charge normale, excentrique, (3) Charge inclinée, centrée, (4) Charge inclinée, excentrique.



a b

Figure 114. (a) Réseau d'isostatiques dessiné à partir des isoclines qui apparaissent dans un modèle photo-élastique du genou supportant une charge centrée, perpendiculaire aux plateaux tibiaux. (b) Radiographie d'un genou normal

1. Charge normale, centrée

Dans ce cas, la charge est perpendiculaire au plan des plateaux tibiaux. Elle s'exerce au centre de gravité des surfaces portantes.

Une première étude, qualitative, permet le relevé des isoclines de 5° en 5°. A partir des isoclines, on construit le réseau des isostatiques (figure 114a). En gros, les pointillés y indiquent les trajectoires des contraintes principales de compression et les traits continus celles des contraintes principales de traction.

Les isostatiques de compression partent toutes des surfaces portantes de l'articulation et leur sont sensiblement perpendiculaires. Elles suivent ensuite un parcours pratiquement parallèle à l'axe longitudinal du fémur et du tibia. Celles de traction les croisent à angle droit et traversent donc transversalement les deux pièces du modèle.

Ces trajectoires de compression et de traction se superposent à l'image des travées spongieuses dans les extrémités fémorale et tibiale d'un genou normal (figure 114b). Il existe un réseau de travées longitudinales. Celles-ci aboutissent aux surfaces articulaires auxquelles elles sont perpendiculaires. Ce sont des travées sollicitées en compression. D'autres travées croisent transversalement les premières. Elles correspondent aux isostatiques de traction.

La recherche quantitative s'appuie sur les isochromes (figure 116a) et les isopaches apparaissant dans une coupe transversale située dans le voisinage immédiat des surfaces articulaires des condyles fémoraux et des plateaux

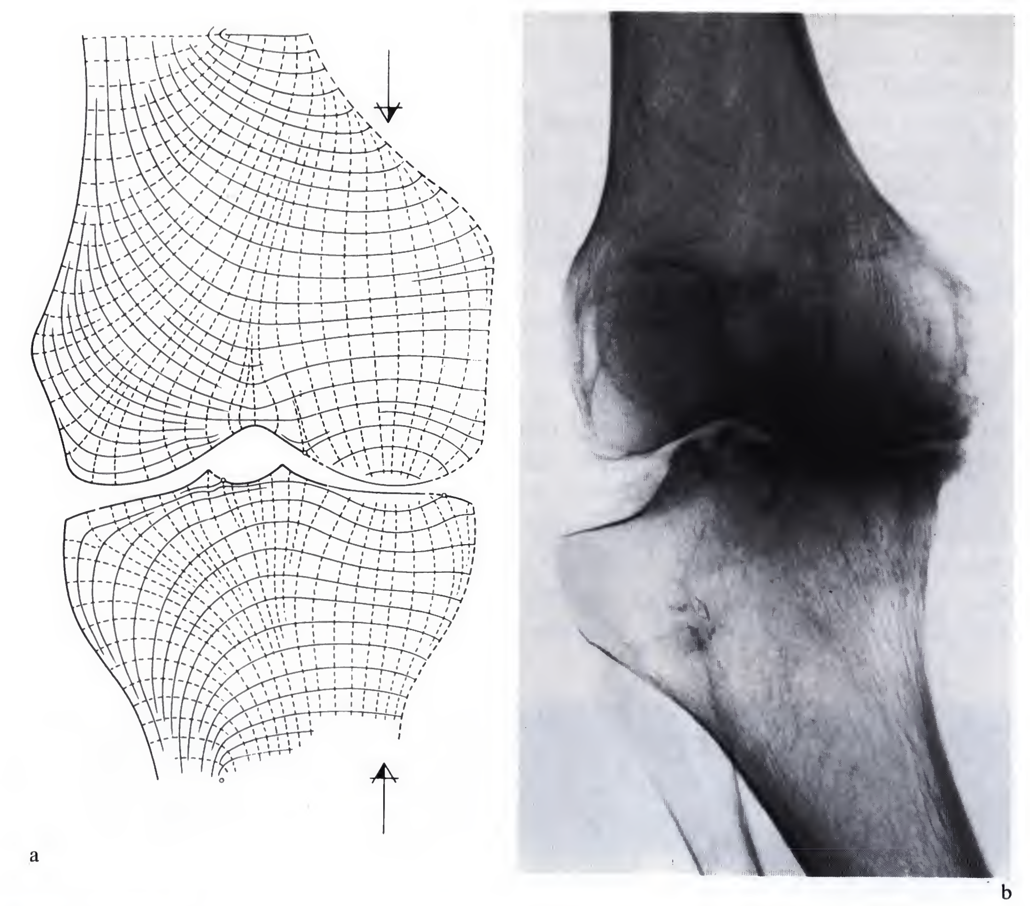


Figure 115. (a) Réseau d'isostatiques dans un modèle du genou supportant une charge excentrique perpendiculaire aux plateaux tibiaux. (b) Radiographie d'un genou chargé excentriquement

tibiaux. Les isochromes y atteignent l'ordre 2 et l'ordre 3. Isochromes et isopaches permettent de calculer avec une très bonne précision la valeur des contraintes existant dans l'articulation des pièces du modèle. Les contraintes de compression se distribuent entre les deux moitiés (droite et gauche) du modèle de façon à peu près symétrique par rapport à la ligne d'action de la charge (figures 116a et 117).[10] La répartition quantitative des contraintes sous chaque plateau tibial (ou dans chaque condyle fémoral) du modèle correspond à l'image radiologique du genou normal. Chaque plateau y est souligné par une sclérose sous-chondrale en cupule, d'égale épaisseur (figure 114b).

2. *Charge normale, excentrique*

Dans ce cas encore, la charge est perpendiculaire aux plateaux tibiaux mais elle ne s'exerce plus au centre de gravité des surfaces portantes. Elle est déplacée vers la droite (figure 115a). Elle agit donc quelque peu obliquement sur les parties du modèle.

Dans le pseudo-fémur du modèle, les isostatiques de compression descendent de la partie supérieure droite et s'épanouissent en un faisceau divergent pour atteindre non seulement les surfaces d'appui de l'articulation

[10] La grandeur des contraintes n'est pas exactement la même dans la partie fémorale et dans la partie tibiale du modèle parce que, dans ce type de modèle, il existe nécessairement un frottement articulaire. Des contraintes de cisaillement se produisent. C'est la résultante des contraintes de compression et de celles de cisaillement qui est identique dans les deux parties du modèle.

mais aussi le bord limite gauche du modèle, non articulaire. Les isostatiques de traction descendent tangentiellement au bord gauche du fémur et s'incurvent pour croiser à angle droit celles de compression. Les isostatiques de compression et celles de traction, toutes arciformes, forment dans la partie gauche du fémur des ogives dont la pointe est dirigée vers le bas.

Une disposition analogue se retrouve dans le pseudo-tibia du modèle. Les isostatiques de compression partent non seulement des surfaces articulaires mais aussi du bord libre gauche. Celles de traction sont tangentielles aux surfaces articulaires. Isostatiques de compression et de traction forment dans la partie gauche du tibia des ogives dont la pointe est dirigée vers le haut. C'est l'image caractéristique indiquant une sollicitation en compression et en flexion, avec cisaillement surajouté. Elle correspond à l'image radiographique des extrémités inférieure du fémur et supérieure du tibia sollicitées en compression, en flexion et en cisaillement.

Il importe d'insister sur les analogies entre les images radiologiques et le réseau d'isostatiques dans le modèle. La radiographie prise comme exemple est celle d'un genou arthrosique avec déformation prononcée du fémur et du tibia. Les os sont chargés excentriquement. (figure 115b. Voir aussi figure 156). La force de compression agit sur les métaphyses non seulement en flexion mais aussi avec une composante de cisaillement à cause de l'obliquité de sa ligne d'action par rapport à l'axe des métaphyses. La partie médiale de l'articulation est sollicitée en compression. La disposition arciforme des travées osseuses est particu-

a b

Figure 116. (a) Isochromes apparaissant dans un modèle photo-élastique supportant une charge centrée. (b) Modèle supportant une charge excentrique

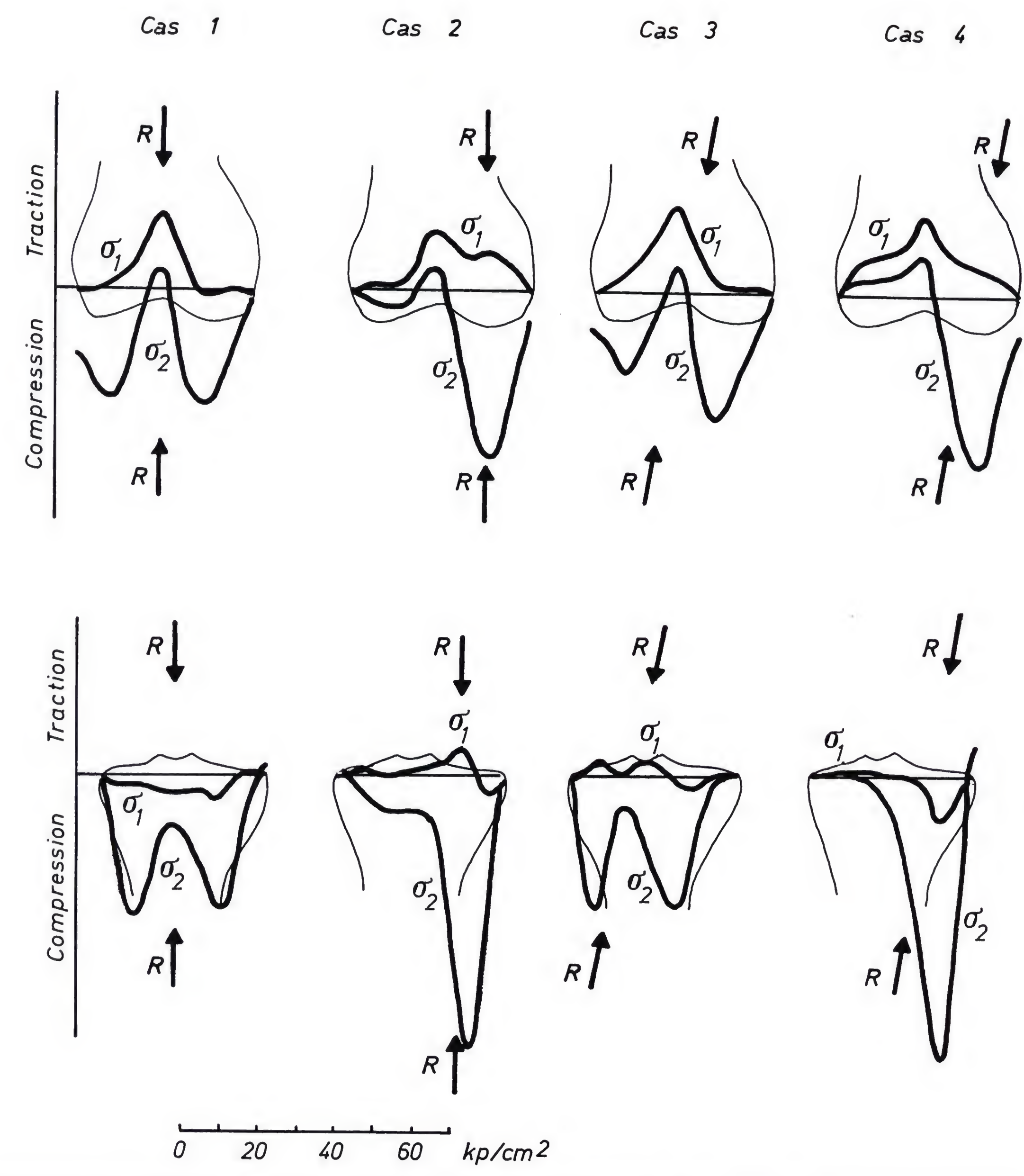


Figure 117. Distribution quantitative des contraintes dans l'extrémité inférieure du fémur (au-dessus) et dans l'extrémité supérieure du tibia (en-dessous)

lièrement évidente dans le fémur mais se retrouve aussi dans le tibia. Elle correspond aux ogives formées par les isostatiques du modèle excentriquement chargé et, par conséquent, soumis à une sollicitation en compression, en flexion et en cisaillement (Pauwels, 1954b).

Sous l'effet de la charge excentrique vers la droite, des isochromes apparaissent en beaucoup plus grand nombre dans la partie droite du modèle. Elles atteignent l'ordre 6 (figure 116b), alors que la même charge centrée ne produit que des isochromes d'ordre 3 (figure 116a). La partie gauche du modèle est revenue à l'ordre 0. L'image radiographique montre une large zone dense sous le plateau tibial et dans le condyle fémoral médiaux. Par contre, les travées osseuses ne sont plus visibles sous le plateau tibial latéral. La charge

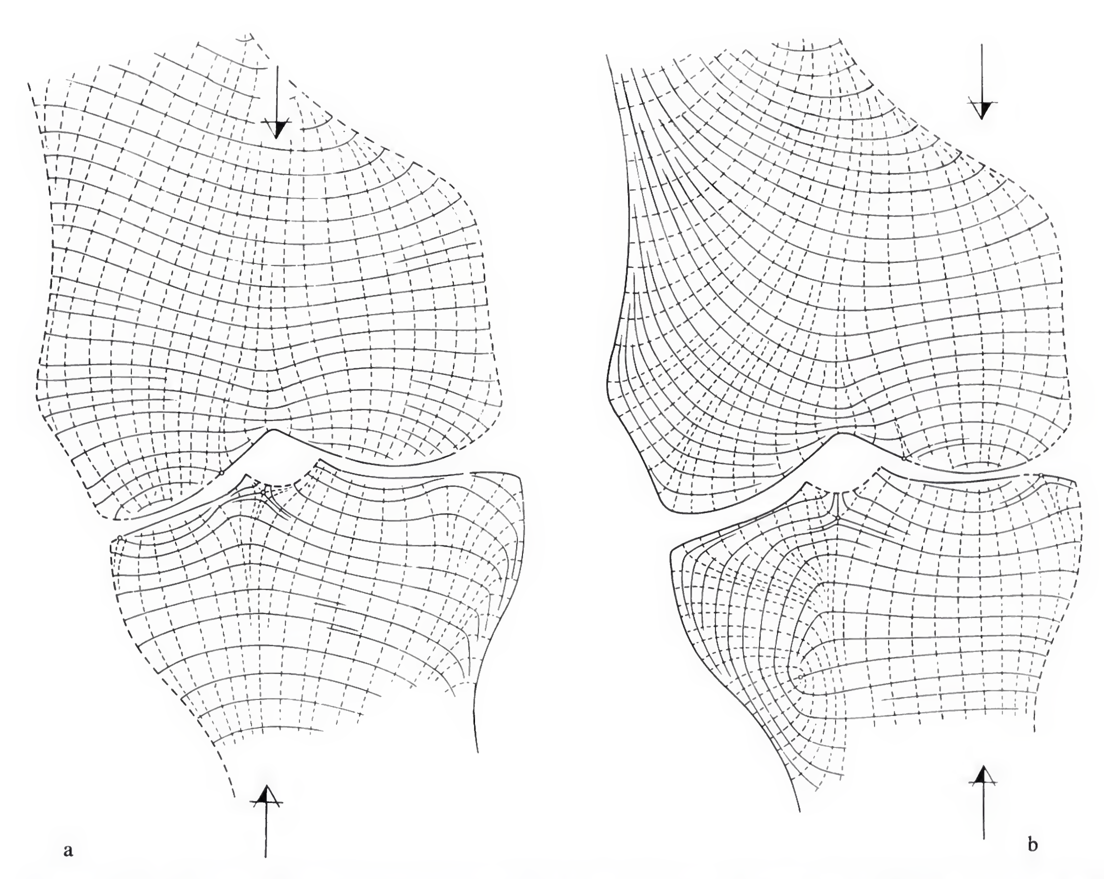


Figure 118. (a) Réseau d'isostatiques dans un modèle supportant une charge centrée, oblique par rapport aux plateaux tibiaux. (b) Réseau d'isostatiques dans un modèle supportant une charge excentrique, oblique par rapport aux plateaux tibiaux

excentrique provoque des contraintes beaucoup plus élevées et distribuées asymétriquement. Les contraintes maximales se trouvent dans la partie de l'articulation vers laquelle la charge a été déplacée.

3. *Charge inclinée, centrée*

La charge est inclinée de 10° par rapport à la perpendiculaire au plan des plateaux tibiaux. Elle s'exerce au centre de gravité des surfaces portantes. L'inclinaison de la charge modifie peu la direction des contraintes principales au voisinage de l'articulation (figure 118a). De même, elle change peu la distribution quantitative des contraintes articulaires entre les deux moitiés du modèle. Le réseau d'isochromes l'illustre (figure 119a). Le calcul réalisé à partir des isochromes et des isopaches le confirme (figure 117).

4. *Charge inclinée, excentrique*

La charge, inclinée par rapport au plan des plateaux tibiaux, est déplacée vers la droite. Par rapport au deuxième cas, celui d'une charge normale excentrique, les isostatiques, indiquant la direction des contraintes, sont peu modifiées au voisinage immédiat de l'articulation (figure 118b). La distribution quantitative des contraintes entre les deux moitiés du modèle est elle aussi très analogue à celle du deuxième cas (figures 119b et 117).

Figure 119a et b. Isochromes apparaissant dans un modèle photo-élastique de l'articulation fémoro-tibiale supportant une charge oblique par rapport aux plateaux tibiaux. (a) Charge centrée. (b) Charge excentrique

En bref, une charge bien centrée provoque dans le modèle des trajectoires de compression et de traction qui correspondent aux travées osseuses observées en radiographie dans l'extrémité inférieure du fémur et dans l'extrémité supérieure du tibia d'un genou normal. L'excentricité de la charge modifie fondamentalement les isostatiques. Les trajectoires de compression et de traction dans le modèle chargé excentriquement correspondent au trajet des travées osseuses d'un genou arthrosique dévié en varum et sollicité excentriquement. Cette corrélation entre isostatiques et travées osseuses confirme l'architecture trajectorielle du tissu spongieux (Pauwels, 1965b, 1973b).

Quand elle n'est plus centrée, la charge fait apparaître un plus grand nombre d'isochromes dans la partie du modèle vers laquelle elle est déplacée. Une charge excentrique provoque des contraintes de compression très grandes et concentrées dans la partie de l'articulation vers laquelle elle a été déplacée. Dans certaines limites, l'inclinaison des surfaces articulaires par rapport à la charge modifie peu la distribution des contraintes de compression dans l'articulation.

B. Articulation patello-fémorale

Des modèles plans ont été découpés suivant les contours d'une coupe transversale du genou à hauteur des condyles fémoraux et de la rotule. Chaque condyle repose par sa partie postérieure sur un support de bois par l'intermédiaire d'une épaisseur de caoutchouc. La charge, appliquée à la face antérieure de la rotule, est transmise au fémur par une autre épaisseur de caoutchouc. Elle représente la projection dans le plan transversal de la force R_5 de compression patello-fémorale. Les joints de caoutchouc remplacent le cartilage et distribuent la pression dans les pièces du modèle comme le cartilage articulaire la distribue dans l'os. Mis en charge, un modèle en araldite fait apparaître les isochromes, un modèle en plexiglas les isoclines de 5° en 5°. Celles-ci permettront de dessiner les isostatiques.

1. Direction du flux de forces

La charge est d'abord appliquée sur le modèle en plexiglas. Sa ligne d'action correspond à celle de la force de compression patello-fémorale exercée dans un genou normal, telle qu'elle a été déterminée plus haut (page 103). En lumière polarisée rectiligne, elle fait apparaître les isoclines que l'on relève de 5° en 5°. Dessinées à partir de ces dernières, les isostatiques indiquent la direction des contraintes (figure 120a). Les isostatiques de compression traversent la rotule et les condyles fémoraux d'avant en arrière. Les isostatiques de traction traversent les deux os de gauche à droite. Des points singuliers apparaissent sur le contour de la coupe du fémur, deux points singuliers attractifs au voisinage de la rotule, deux répulsifs dans l'espace intercondylien postérieur et deux répulsifs à la limite postérieure de chaque condyle.

Le réseau d'isostatiques (figure 120a) se superpose assez exactement au réseau des travées osseuses apparaissant dans la rotule normale sur les clichés radiographiques du défilé patello-fémoral (figure 111a). Des radiographies d'une coupe transversale d'un genou normal, prélevé sur cadavre, montrent un réseau de travées spongieuses correspondant à celui des isostatiques obtenues dans le modèle photo-élastique (figure 121a). Cette coïncidence suggère que la structure du tissu spongieux est trajectorielle.

La charge est ensuite appliquée obliquement sur la rotule subluxée latéralement (figure 120b). Les trajectoires de compression

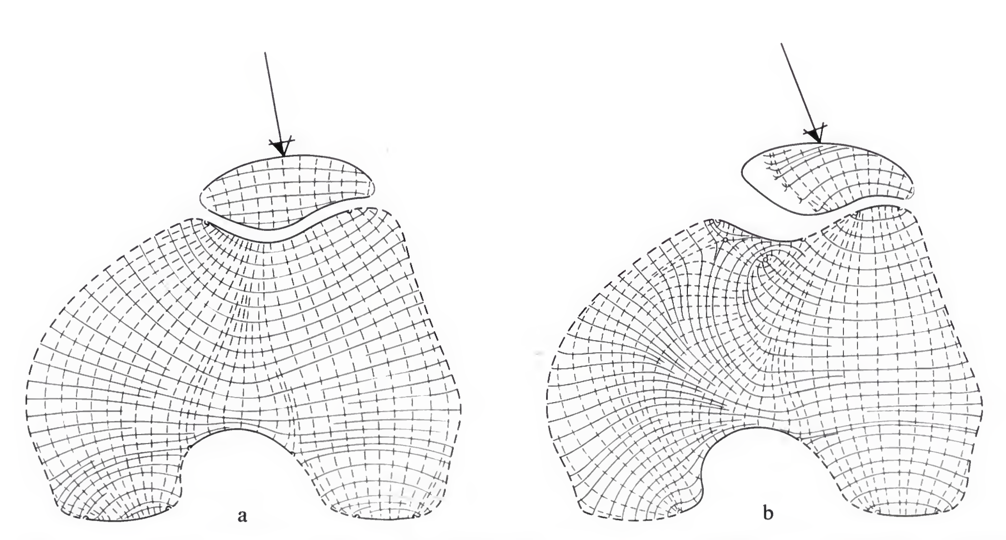


Figure 120a et b. Isostatiques dans un modèle de l'articulation patello-fémorale. (a) Charge physiologique. (b) Charge n'agissant que sur la partie latérale de l'articulation

a b

Figure 121. (a) Coupe transversale d'un genou normal. Le réseau des travées spongieuses est très semblable au réseau des isostatiques dans le modèle figure 120a. (b) Coupe d'un genou atteint d'arthrose patello-fémorale

convergent alors vers le condyle latéral. Elles sont croisées à angle droit par les trajectoires de traction. Celles-ci sont concentriques à la limite antérieure du condyle latéral. La partie médiale de la rotule est couverte de lignes singulières. Les contraintes y tombent pratiquement à zéro. Les isostatiques de compression traversent le condyle latéral d'arrière en avant, celles de traction latéralement. Trois points singuliers s'observent à la limite antérieure du condyle, un répulsif à gauche et deux attractifs dans sa partie en contact, deux attractifs à sa limite postérieure et un répulsif dans l'espace intercondylien postérieur. Dans le condyle médial, les trajectoires de compression et de traction forment un réseau beaucoup plus compliqué avec quatre points singuliers: un répulsif central encadré de deux attractifs dans la partie antérieure du condyle et un attractif à sa limite postérieure.

Lorsque la rotule est subluxée (figures 111 b, c et 121 b), le réseau de travées spongieuses se superpose à celui des isostatiques déterminées dans le modèle (figure 120 b). Les travées d'os spongieux ne sont plus antéro-postérieures comme dans une rotule normale (figure 121 a) mais obliques en direction du condyle latéral (figure 121 b).

Ainsi dans la coupe transversale du genou normal comme dans celle de la subluxation de la rotule, la correspondance entre le réseau des isostatiques et celui des travées d'os spongieux confirme la structure trajectorielle du tissu osseux, telle qu'elle a été démontrée par Pauwels (1973 b).

2. Distribution quantitative de la pression articulaire

Un modèle en araldite mis en charge en lumière polarisée fait apparaître les isochromes. Une charge de 255 kg est d'abord appliquée suivant la même ligne d'action que la force R_5 pressant la rotule contre le fémur dans le genou normal. Les isochromes occupent toute la coupe du fémur et de la rotule (figure 122a). Au voisinage de la partie médiale et de la partie latérale de l'articulation patello-fémorale, elles atteignent le même ordre 4. Les contraintes sont donc uniformément réparties dans toute l'articulation patello-fémorale.

La même charge est ensuite appliquée excentriquement sur la rotule subluxée en dehors. Les isochromes n'occupent plus que le condyle latéral du fémur. Dans la rotule leur répartition n'est plus régulière. Dans la partie médiale de l'articulation, elles sont d'ordre 0. Dans sa partie latérale, elles atteignent l'ordre 9 (figure 122b). Dans ces conditions, les contraintes sont beaucoup plus élevées et sont concentrées dans la partie latérale de l'articulation patello-fémorale.

La concordance entre la répartition des contraintes dans le modèle d'une part et l'aspect radiographique d'autre part est frappante ici aussi. La surface articulaire d'une rotule normale est soulignée par un mince ruban indiquant une répartition assez uniforme de la pression articulaire. Par contre, dans une rotule subluxée, la sclérose sous-chondrale présente la forme d'une épaisse cupule localisée en regard du condyle latéral où sont concentrées les contraintes de compression articulaires. L'os dense sous-chondral tend à disparaître sous la facette médiale de la rotule (figure 111).

Figure 122a et b. Isochromes dans un modèle de l'articulation patello-fémorale. (a) Charge normale. (b) Charge exercée uniquement sur la partie latérale de l'articulation

IV. La gonarthrose d'origine mécanique

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons analysé comment des modifications du système de forces agissant sur le genou peuvent changer la charge fémoro-tibiale R et la force patello-fémorale R_5. Dans les deuxième et troisième parties, nous avons montré que les changements qu'entraîne une distribution anormale de la pression articulaire, avec augmentation et concentration des contraintes dans une partie de l'articulation, apparaissent sur les radiographies, ainsi qu'à l'analyse des modèles photo-élastiques.

Lorsque l'accroissement des contraintes articulaires dépasse la capacité de résistance des tissus osseux et cartilagineux, des lésions apparaissent qui caractérisent l'arthrose. En règle générale, les causes qui augmentent ou déplacent la force de compression fémoro-tibiale R en dedans, en dehors et en arrière et celles qui accroissent ou déplacent latéralement la force de compression patello-fémorale R_5 sont aussi celles qui entraînent la gonarthrose d'origine mécanique. Plus particulièrement, la gonarthrose en varum est provoquée par tous les facteurs qui déplacent en dedans la force R de compression fémoro-tibiale; la gonarthrose en valgum par ceux qui la déplacent en dehors; l'arthrose patello-fémorale est produite par tout ce qui augmente ou fait agir excentriquement la force R_5 de compression patello-fémorale.

Ces différents types de gonarthrose, tous d'origine mécanique, présentent un point commun: une distribution anormale et une augmentation pathologique des contraintes de compression articulaires dans une partie du genou. L'hyperpression localisée entraîne des réactions locales productives et d'autres, destructives. Les phénomènes productifs consistent en une formation d'ostéophytes dans les zones qui ne sont pas ou peu comprimées et en une apposition de tissu osseux dans les zones supportant la charge. Cette apposition de tissu osseux est objectivée sur l'image radiographique par l'apparition d'une cupule puis d'un triangle dense soulignant les zones hypersollicitées. D'autre part, la pression anormalement élevée détruit le cartilage articulaire et, au-delà d'un certain seuil, provoque une destruction osseuse et une déformation du plateau tibial et du condyle fémoral en charge. Ces phénomènes s'accompagnent de douleur, symptôme que le malade désire voir disparaître.

Puisque la gonarthrose se caractérise en définitive par une pression articulaire concentrée en une zone où elle devient trop élevée, il faudra, pour guérir l'affection, redistribuer cette pression et la diminuer de façon à la rendre supportable par les structures articulaires.

Mais avant d'aborder le traitement chirurgical, voyons comment le patient lui-même tente empiriquement de réduire la sollicitation mécanique du genou malade.

Chapitre VI. Artifices instinctifs utilisés pour diminuer la sollicitation mécanique du genou

La souffrance d'un membre inférieur entraîne habituellement une perturbation symptomatique de la démarche. Celle-ci devient asymétrique par déplacement régulier du tronc vers le membre malade chaque fois que celui-ci s'appuie seul au sol: le patient boîte.

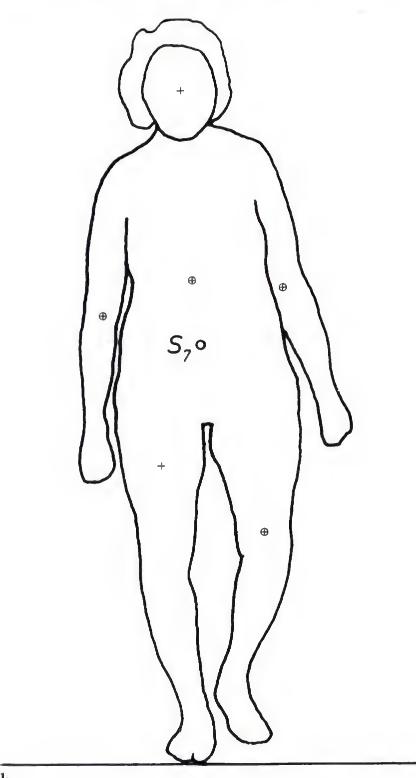
Par ailleurs, beaucoup de gonarthrosiques ont recours à un support supplémentaire et s'aident d'une canne qu'ils portent, en règle générale, du côté sain. Certains ne peuvent se déplacer sans son secours.

Pauwels (1935) a expliqué les effets de la boîterie et de la canne sur la sollicitation de la hanche. Nous montrerons comment, de manière identique, la boîterie et la canne diminuent, de façon plus ou moins importante, la charge exercée sur le genou malade.

I. Effets de la boîterie

Chez le sujet qui boîte, la partie supérieure du tronc est déplacée vers le membre malade chaque fois que celui-ci s'appuie seul au sol. Ce déplacement de la partie supérieure du tronc est accompagné d'une translation, en direction opposée, du bassin et du membre en charge pour conserver l'équilibre. A première vue, le sujet qui boîte ramène tout le poids du corps sur le membre malade. Il semble donc accroître la sollicitation du genou lésé. Il n'en est rien. L'analyse mécanique démontre que, au contraire, la charge exercée sur le genou pathologique en est diminuée.

a



b

Figure 123 a et b. Boîterie. + : centre de gravité d'un segment du corps. ⊕: centre de gravité de plusieurs segments. S_7°: centre de gravité du corps moins la jambe et le pied en charge

La figure 123 représente une boîteuse souffrant de gonarthrose bilatérale en varum. Elle a été filmée de face durant sa progression. Les images successives du film cinématographique représentant l'appui sur le membre droit ont été agrandies et leurs contours dessinés. Grâce aux données de Braune et Fischer (1889), les centres de gravité de la tête, du tronc, des membres supérieurs, de la cuisse en charge et du membre inférieur opposé ont été déterminés et reportés dans les dessins. On obtient ainsi la projection dans un plan frontal (plan *Oyz*) des contours du corps et des centres de gravité qui sont repris à la figure 123b pour une phase. Cette projection peut être comparée à la projection correspondante d'un sujet normal durant la marche (voir figure 28). Chez la boîteuse, à chaque phase du pas, le centre de gravité partiel S_7 se trouve beaucoup plus proche de l'aplomb à la base de sustentation que chez le sujet marchant normalement. Il faut en conclure que les forces fictives d'inertie sont moins grandes lors de la boîterie. Les données man-

quent pour les déterminer avec précision. De toute manière, leur calcul précis présente peu d'intérêt. En effet, la grandeur des forces fictives d'inertie dépend en premier lieu de la vitesse de déplacement qui varie au cours de l'évolution de la maladie. Nous avons cependant calculé ces forces d'inertie pour le cas de la malade filmée, en admettant d'une part que le déplacement est trois fois plus lent que lors de la marche décrite par Braune et Fischer (1895, 1899, 1900, 1901, 1903, 1904) et d'autre part que le parcours de S_7 est identique à celui qui s'observe durant la marche physiologique. Dans ces conditions arbitraires, pour un poids total de 58,700 kg, la force P exercée par la masse partielle du corps atteint un maximum de 56,5 kg et un minimum de 51,8 kg. Rappelons que chez le sujet marchant normalement, le maximum de P s'élève à 74,5 kg et le minimum à 29,2 kg. La boîterie diminue donc la force maximale développée par la masse du corps.

Chez l'individu normal étudié précédemment, la distance entre le genou G et la verticale abaissée du centre de gravité partiel S_7 vaut 8,34 cm à la phase 16 du pas (figures 28 et 40). A cause de la déviation du membre en varum, elle atteindrait 13,34 cm chez la patiente gonarthrosique si celle-ci marchait sans boîter (figure 124a). La boîterie ramène cette distance à 8,3 cm malgré la déviation du genou (figure 124b). Le schéma figure 124a résulte d'une modification de la figure 28: le genou du sujet a été dévié en varum comme celui de la gonarthrosique dont la marche est filmée figure 123. Pour le schéma figure 124b, la silhouette de la boîterie (figure 123) a été reportée dans le système de coordonnées après que ses dimensions aient été ramenées à celles du sujet I de Braune et Fischer.

Lors de la boîterie, la translation du centre de gravité partiel S_7 vers le genou pathologique peut se démontrer pour chaque phase de l'appui monopodal. Elle raccourcit la distance entre le genou G et la ligne d'action de la force P. Les diminutions conjointes de la force P et de la distance séparant le genou de la ligne d'action de P réduisent considérablement le moment de P par rapport au genou et, par conséquent, l'effort musculaire L nécessaire pour équilibrer P et la charge R exercée sur l'articulation. En outre, à cause de la diminution des variations de P (différences entre maximum et minimum) durant l'appui monopodal, le martèlement des surfaces articulaires par la force R ainsi réduite est considérablement adouci.

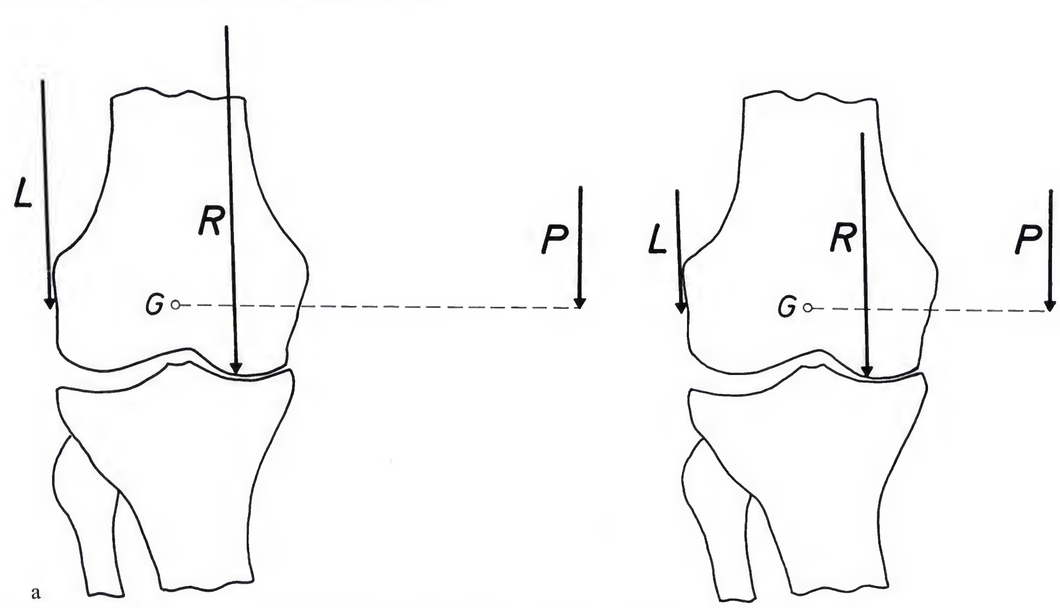


Figure 124a et b. Modification des forces, résultant de la boîterie. (a) Sans boîterie. (b) Avec boîterie

Comme le montre l'analyse de ce cas typique, le déplacement du tronc vers le côté malade, lors de la boîterie, exprime une modification de l'équilibre au niveau d'une des articulations en charge. Au genou, la force P, agissant à une distance plus courte, peut être équilibrée par un hauban musculaire de puissance réduite. Ceci diminue la force R de compression fémoro-tibiale et, par conséquent, la pression articulaire.

On rencontre la boîterie dans deux circonstances principales. Elle peut être due à une faiblesse musculaire ou à une réaction automatique qui tend à protéger un squelette déficient et, éventuellement, à atténuer la douleur.

a) Si la puissance musculaire, diminuée par la parésie ou la paralysie d'un ou de plusieurs muscles, devient insuffisante pour équilibrer le poids du corps excentrique, le sujet doit adopter une démarche particulière. A chaque pas, il déplace le tronc vers le membre dont la musculature est déficiente, lorsque ce membre est en charge. Il tente ainsi de ramener son centre de gravité au dessus des articulations en charge, de façon à rendre possible l'équilibre de la force P due à la masse du corps par un effort musculaire réduit. En modifiant sa démarche, le sujet *compense l'insuffisance de ses muscles.* Une boîterie de ce type doit être considérée comme une adaptation fonctionnelle.

b) La boîterie s'observe alors que la puissance musculaire est intacte. Dans ce cas, elle traduit une tendance automatique de l'organisme à protéger une articulation ou un os du membre inférieur, devenu insuffisant ou douloureux. L'organisme *tente de diminuer la charge exercée* sur le membre qui souffre. C'est ainsi que la boîterie accompagne les lésions des articulations ou des os des membres inférieurs. Elle disparaît progressivement lorsque l'organe malade retrouve sa solidité et sa résistance, pour autant qu'un traitement adéquat ait restitué les conditions d'un équilibre mécanique normal.

II. Utilisation d'une canne

Beaucoup de patients souffrant du genou s'aident d'une canne. Celle-ci est habituellement portée du côté opposé au membre atteint. Elle décharge partiellement celui-ci et peut faire disparaître la boîterie ou, tout au moins, atténuer les déplacements du tronc vers le côté malade durant la marche.

La canne transmet au sol une partie du poids du corps. La force C exercée sur elle par le membre supérieur agit au bout d'un bras de levier f, distance la séparant du genou. Dans le schéma (figure 125), C tend à basculer dans le sens contraire aux aiguilles d'une montre la partie du corps que le genou supporte, alors que le poids P de cette partie du corps agissant au bout du bras de levier a tend à la basculer dans le sens des aiguilles d'une montre.

Les deux forces statiques C et P sont verticales et de sens opposés. Leur résultante K, verticale aussi, vaut: $K=P-C$. Sa ligne d'action se situe à une distance s du genou telle que:

$$K \cdot s = P \cdot a - C \cdot f,$$

$$(P-C) \cdot s = P \cdot a - C \cdot f,$$

$$s = \frac{P \cdot a - C \cdot f}{P-C}.$$

Ce n'est donc plus la force P qui tend à basculer en adduction avec le moment $P \cdot a$ la partie du corps supportée par le genou mais bien la force K. Le moment $K \cdot s$ est plus petit que $P \cdot a$ parce que K est plus petit que P et agit au bout d'un bras de levier s plus court que a.

Puisque la canne permet au tronc de se redresser sans augmenter la sollicitation du genou, elle rend superflu le basculement du tronc vers le membre malade. En voici la démonstration théorique, à l'aide du même schéma (figure 125).

La force K est équilibrée par le hauban musculaire latéral L dont l'effort se calcule

Figure 125. Utilisation d'une canne. *P*: force exercée par la masse partielle du corps. *L*: hauban musculaire latéral. *C*: force exercée sur la canne. *K*: résultante des forces *P* et *C*. *a*: bras de levier de *P*. *f*: bras de levier de *C*. *s*: bras de levier de *K*. *b*: bras de levier de *L*. ψ: angle formé par les lignes d'action de *L* et de *K*

Figure 126. Elargissement de la base de sustentation lors de l'utilisation d'une canne

aisément puisque son bras de levier *b* est connu.

$$L = \frac{K \cdot s}{b} = \frac{P \cdot a - C \cdot f}{b}.$$

Le genou supporte la résultante *R* des forces *K* et *L*.

$$R = \sqrt{K^2 + L^2 + 2K \cdot L \cdot \cos \psi}$$

ψ représentant l'angle aigu formé par les lignes d'action de la force *L* et de la force *K*.

L'angle $(\widehat{RK})$ que forment les lignes d'action de *R* et de *K* (verticale) s'obtient par la relation:

$$\sin(\widehat{RK}) = \frac{L}{R} \sin \psi.$$

Tableau 15. Conséquences de l'utilisation d'une canne

Force *C* exercée sur la canne [kg]	Force musculaire latérale *L* [kg]	Force résultante *R* exercée sur le genou [kg]	Inclinaison de la direction de *R* sur la verticale
0	72.816	126.824	6°38′
2	60.335	112.320	6°12′
4	47.801	97.858	5°38′
6	35.268	83.410	4°53′
8	22.735	68.982	3°48′
10	10.201	54.591	2°09′

Les valeurs des forces statiques et de l'angle $(\widehat{RK})$ sont reprises au tableau 15 pour différents efforts exercés sur la canne par la main du côté opposé au genou malade[11].

[11] Le calcul est basé sur les données de la phase 16 du pas (sujet I de Braune et Fischer), corrigées de façon à amener le pied à l'aplomb du centre de gravité du corps et à éliminer ainsi les forces fictives d'inertie.

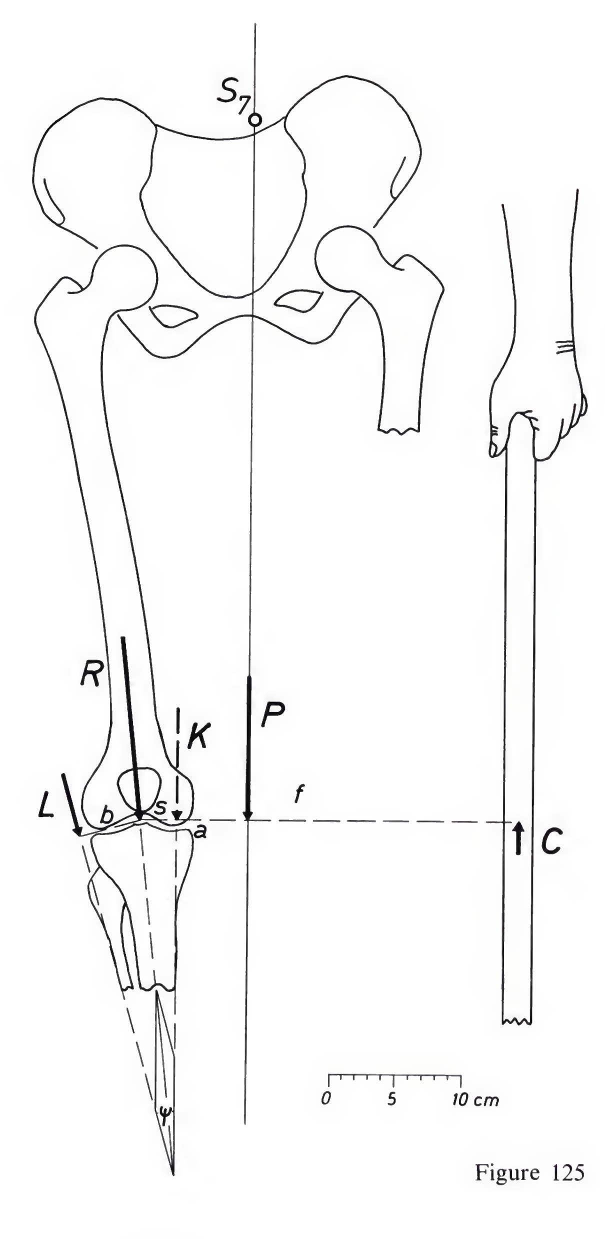


Figure 125

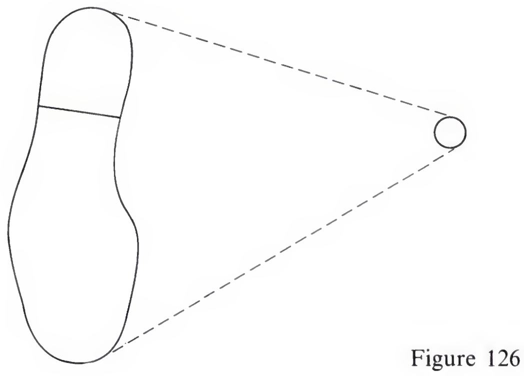


Figure 126

Dans les conditions choisies, la canne diminue considérablement la charge exercée sur l'articulation.

La prise en considération des forces fictives d'inertie compliquerait le calcul mais ne changerait que peu les résultats. En effet, le malade armé d'une canne se déplace lentement et réduit ainsi à un minimum les forces fictives d'inertie. Celles-ci ont donc été négligées.

Par ailleurs, la canne élargit la base de sustentation du sujet. Normalement, la base de sustentation correspond à la surface d'appui au sol du pied ou du soulier. Mais lors de l'utilisation d'une canne, elle prend la forme d'un triangle dont la base est le bord latéral de l'appui au sol du pied ou du soulier et le sommet, le bout de la canne (figure 126). Celle-ci agrandit donc fortement la base de sustentation. Pareil élargissement assure naturellement un meilleur équilibre du sujet.

En bref, l'utilisation d'une canne diminue la charge exercée sur le genou tout en rapprochant quelque peu sa ligne d'action de la verticale. En outre, elle agrandit considérablement la base de sustentation du sujet et assure ainsi un équilibre plus stable.

III. Commentaire et conclusion

Comme il ressort des deux analyses qui précèdent, l'utilisation d'une canne et la boîterie réduisent la charge supportée par le membre malade. L'une et l'autre diminuent le moment de la force excentriquement exercée par la masse du corps sur le genou en charge. L'emploi de la canne y aboutit en transmettant directement au sol une partie du poids du corps. L'effort musculaire pour équilibrer la partie restante en est réduit considérablement et la grandeur de la force résultante exercée sur l'articulation, diminuée. La boîterie raccourcit instinctivement le bras de levier de la force exercée par la masse du corps en rapprochant celle-ci de l'aplomb du genou en charge. Par conséquent, ici aussi, l'équilibre peut être assuré par un effort moindre. La force de compression exercée sur l'articulation est ainsi réduite.

Ces deux artifices représentent en apparence deux procédés complètement différents; toutefois l'un et l'autre entraînent les mêmes résultats physiques. Tous deux réduisent de façon plus ou moins importante la charge supportée par le genou et diminuent ainsi la sollicitation mécanique de l'articulation. Ils soulagent plus ou moins celle-ci au prix d'une invalidité certaine, la démarche anormale qu'entraîne la boîterie d'une part, la servitude que représente la canne d'autre part. Ils indiquent aussi le but qu'il faut assigner à un traitement rationnel de la gonarthrose. Celui-ci devra compléter, avec une plus grande efficacité, la tentative ébauchée par le malade qui boîte ou qui utilise une canne. Mais cette thérapeutique évitera, autant que possible, les handicaps qu'entraînent ces deux artifices. En d'autres termes, le traitement doit réduire au maximum et de façon permanente la pression articulaire exercée dans le genou arthrosique.

Chapitre VII. Traitement biomécanique de la gonarthrose

Il existe essentiellement deux formes de gonarthrose. La gonarthrose *primaire* résulte d'une diminution de la résistance des tissus articulaires, la charge exercée sur le genou restant physiologique. La gonarthrose *secondaire* provient d'une perturbation de la sollicitation mécanique qui dépasse la capacité de résistance de tissus par ailleurs normaux. Dans la forme primaire, la résistance des tissus du genou est diminuée. La sollicitation physiologique entraîne une gonarthrose globale entreprenant les articulations fémoro-tibiale et patello-fémorale. Elle est aussi bien médiale que latérale. Pendant un certain temps, l'interligne articulaire ne diminue pas de hauteur ou diminue dans la partie latérale comme dans la partie médiale du genou. Les cupules denses soulignant les plateaux tibiaux restent symétriques. Dans la forme secondaire, la sollicitation mécanique est anormalement élevée et dépasse la capacité physiologique de résistance mécanique des tissus. Ainsi un déplacement permanent de la charge R en dedans, en dehors ou en arrière provoque une concentration des contraintes de compression articulaires qui, à l'endroit où elles sont maximales, peuvent atteindre des valeurs énormes. Les déplacements de R, leurs causes et leurs conséquences ont été analysés dans un chapitre précédent (chapitre V). Toute fracture dénivelant les surfaces d'appui peut aussi entraîner une concentration des contraintes de compression articulaires et provoquer l'arthrose. La méniscectomie produit les mêmes conséquences en réduisant les surfaces portantes du genou. C'est pour éviter la gonarthrose, séquelle habituelle de la méniscectomie, que R.J. Furlong et moi-même nous avons suturé un ménisque récemment déchiré au voisinage de son insertion capsulaire. Le résultat clinique en est excellent.

Finalement, dans la gonarthrose, quelle qu'en soit la cause, les contraintes de compression articulaires sont trop élevées pour la résistance des tissus du genou.

I. Principes d'un traitement biomécanique

Comme il ressort des considérations qui précèdent, il existe deux possibilités de rétablir l'élibre entre sollicitation mécanique et résistance des tissus à cette sollicitation. La première consiste à augmenter la résistance tissulaire. C'est le but des traitements médicamenteux et de certaines interventions chirurgicales. Ainsi S. Pallazzi (1961) creuse les épiphyses fémorale inférieure et tibiale supérieure et implante dans chaque cavité un fragment musculaire. De telles opérations visent à modifier la vascularisation de la région et, par là, la résistance des tissus. Cependant, jusqu'à présent, nous ne pouvons augmenter à coup sûr cette résistance car nous ne connaissons pas les facteurs biologiques qui la déterminent. Au mieux, les traitements à visée biologique pourraient ramener à la normale une résistance tissulaire amoindrie. Ils sont insuffisants dans tous les cas, de loin les plus fréquents, où la sollicitation mécanique du genou est devenue anormalement grande.

La seconde façon de restaurer l'équilibre physiologique consiste à diminuer le plus possible les contraintes de compression articulaires de manière à les rendre supportables même par des tissus dont la résistance est amoindrie. Les contraintes de compression articulaires peuvent être réduites soit par diminution de la charge qui les provoque, soit par agrandissement de la surface qui transmet cette charge (voir Chapitre IV). L'exemple des colonnes que nous avons repris de Pauwels (1963) l'illustre. La colonne cylindrique (figure 127a) supporte une charge de 200 kg bien centrée. Sa coupe transversale est indiquée en dessous. La charge de 200 kg provoque dans le matériau de la colonne des contraintes de compression de 255 kg/cm^2, illustrées par les petites flèches du diagramme. La réduction de la charge à 100 kg (figure 127) ramène les contraintes de compression à 127,5 kg/cm^2. Si la première charge de 200 kg est supportée par une colonne (figure 127c) dont le diamètre est trois fois plus grand que celui de la première colonne, les contraintes de compression ne sont plus que de 28,3 kg/cm^2. Parce que le diamètre de la colonne est trois fois plus grand, les contrain-

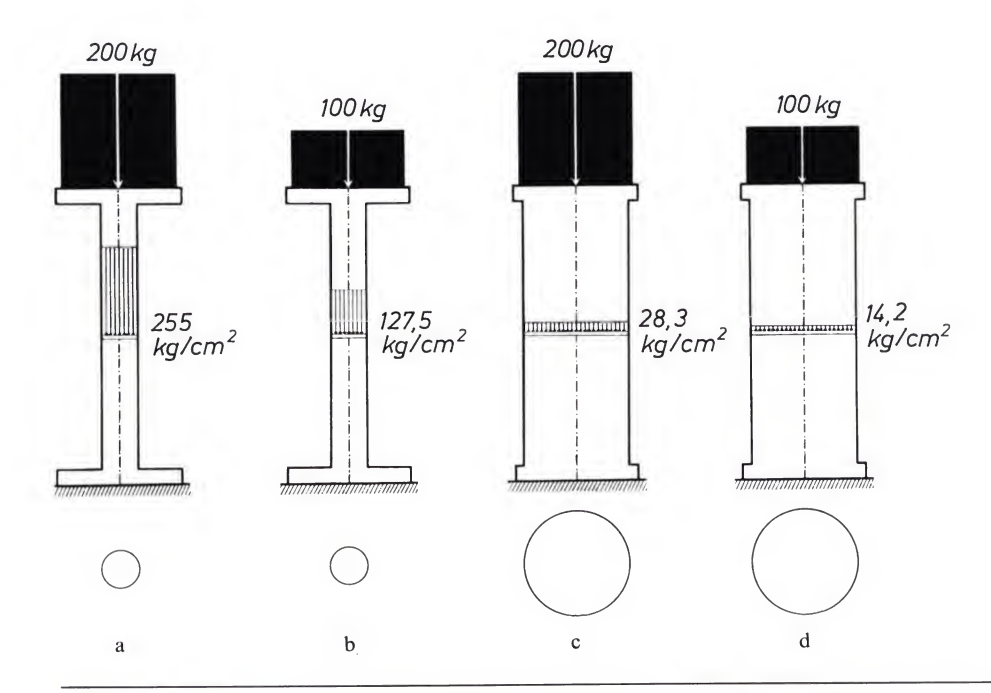


Figure 127a–d. La réduction des contraintes de compression exercées dans une colonne (a) s'obtient en réduisant la charge (b), en agrandissant la surface portante (c) ou en combinant ces deux possibilités (d) (d'après Pauwels, 1963)

tes de compression provoquées par une même charge deviennent environ neuf fois plus petites. La réduction maximale des contraintes de compression s'obtiendra en combinant les deux possibilités, diminution de la charge et agrandissement de la surface portante (figure 127d). Les contraintes de compression qui valaient 255 kg/cm^2 dans la première colonne sont ainsi ramenées à 14,2 kg/cm^2. Voyons comment appliquer ces principes généraux au genou.

II. Traitement biomécanique de la gonarthrose

Au niveau du genou, les contraintes de compression articulaires peuvent être réduites par diminution de la charge ou par agrandissement des surfaces portantes. Mais le traitement idéal combinera les deux possibilités: il réduira à un minimum la sollicitation mécanique de l'articulation.

La réduction de la charge et l'accroissement des surfaces portantes s'obtiennent essentiellement par la correction du flexum, l'avancement du tendon rotulien et le recentrage de la charge. Ces trois moyens d'appliquer les principes mécaniques du traitement s'emploient soit isolément soit combinés l'un à l'autre. Pour la clarté de l'exposé, nous les étudierons successivement suivant un même ordre. Pour chacun d'eux, nous exposerons d'abord le principe théorique qui en est la base. Les techniques chirurgicales qui en permettent l'application seront ensuite décrites, avec, lorsqu'elle s'impose, leur préparation graphique et les instruments qui les facilitent. Des exemples cliniques illustreront chaque fois l'évolution postopératoire. Après l'exposé des applications chirurgicales des principes biomécaniques que nous proposons, il faudra évaluer l'effet thérapeutique de la patellectomie encore défendue par certains comme moyen de traitement de la gonarthrose. Les indications opératoires, basées sur ce qui précède, seront alors successivement définies. Enfin nos résultats seront rassemblés, analysés et commentés globalement à la fin du chapitre.

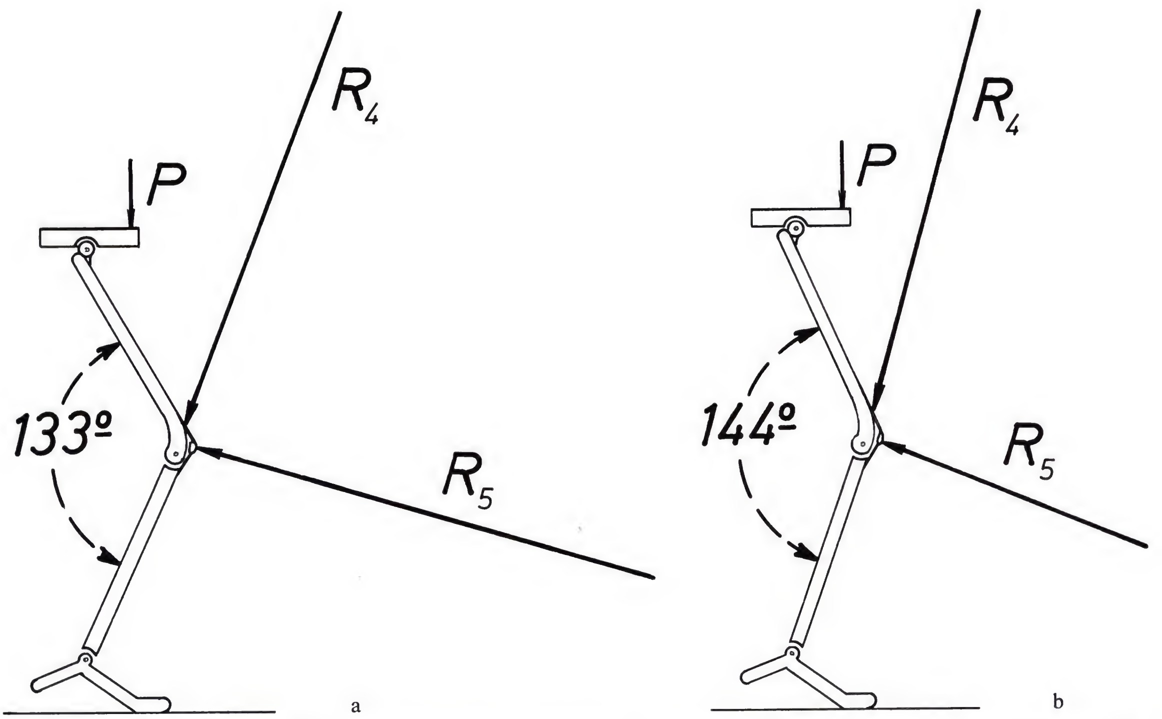


Figure 128a et b. Résultat final d'une analyse géométrique. L'extension diminue la force R_4 comprimant le fémur contre le tibia et la force R_5 comprimant la rotule contre le fémur

A. La correction du flexum

1. Principe

Au chapitre V, nous avons montré que le flexum du genou provoque une augmentation permanente de la force R_4 pressant le fémur contre le tibia et de la force R_5 appuyant la rotule contre le fémur (figure 100). L'analyse géométrique démontre que l'extension diminue les forces R_4 et R_5 (figure 128) et ramène l'appui vers la région antérieure des condyles fémoraux, à rayon de courbure plus grand que leur région postérieure (figure 129a et b). Par conséquent, l'extension vraie agrandit l'étendue des surfaces portantes fémoro-tibiales. Accroissant les surfaces portantes et réduisant la charge, elle diminue donc les contraintes de compression articulaires. Si l'extension vraie ne s'obtient pas par des moyens physiothérapiques simples, elle doit être réalisée par une capsulotomie postérieure.

Qu'elle soit obtenue par une ostéotomie fémorale inférieure ou par une capsulotomie postérieure, l'extension réduit les forces R_4 et R_5. Réalisée par physiothérapie ou par une capsulotomie postérieure, elle agrandit en outre les surfaces portantes fémoro-tibiales (figure 129b). Par contre, la correction du flexum par une ostéotomie ne les agrandit habituellement pas (figure 129c). La diminution des contraintes de compression articulaires qui résulte de l'ostéotomie est donc moins importante qu'après extension vraie de l'articulation. Elle provient uniquement de la réduction de la charge. L'extension obtenue par une ostéotomie tibiale supérieure encourt les mêmes reproches.[12]

La capsulotomie peut être réalisée isolément pour corriger un flexum chez des pa-

[12] Chez certains patients cependant, porteurs d'énormes destructions, l'extension de l'articulation, même après une capsulotomie postérieure, est anatomiquement rendue impossible. Dans ces cas exceptionnels, elle ne peut s'obtenir que par une ostéotomie fémorale inférieure ou tibiale supérieure, qui fait participer les ostéophytes à la surface d'appui. Dans ces cas particuliers, une ostéotomie soigneusement préparée peut agrandir les surfaces portantes et en même temps réduire la charge.

tients souffrant d'une gonarthrose globale. En pratique elle est presque toujours associée à l'avancement du tendon rotulien ou/et à une ostéotomie tibiale supérieure ou fémorale inférieure modifiant l'angulation entre fémur et tibia dans le plan frontal. Elle peut alors être effectuée en même temps que l'opération principale ou en un temps séparé.

2. Technique opératoire

a) Capsulotomie isolée

Le patient est couché sur le ventre. Une incision en baïonnette, dont la branche centrale est parallèle au pli postérieur du genou, permet d'aborder le creux poplité. La rétraction du paquet vasculo-nerveux en dehors, des tendons des muscles semi-membraneux, semi-tendineux et droit interne en dedans, donne un accès à la coque condylienne médiale. Celle-ci est sectionnée transversalement sur le condyle fémoral qui la sous-tend. L'incision de la coque s'effectue donc en deçà de l'interligne articulaire.

Le nerf sciatique poplité externe est ensuite repéré et rétracté en dehors en même temps que le tendon du biceps crural. Le paquet vasculo-nerveux poplité est rétracté en dedans. Il faut prendre soin de repérer et de respecter le nerf saphène externe. La coque condylienne latérale est sectionnée transversalement en deçà de l'interligne articulaire. Le genou peut alors être étendu.

La mobilisation est commencée dès le lendemain et la marche autorisée. Une attelle de plâtre assurant l'extension compléte du genou est portée la nuit durant un à deux mois.

b) Capsulotomie associée à un autre temps opératoire

Le plus souvent, la capsulotomie postérieure complète un avancement du tendon rotulien ou une ostéotomie. Dans ces cas, le patient est couché sur le dos. La capsule est sectionnée latéralement aux ciseaux, au contact du condyle fémoral, par une incision longitudinale entre le vaste externe et le biceps. Elle est de même sectionnée au contact du condyle fémoral médial par une incision longitudinale entre vaste interne et tendons de la patte d'oie. Les dernières fibres sont déchirées par une hyperextension manuelle de l'articulation.

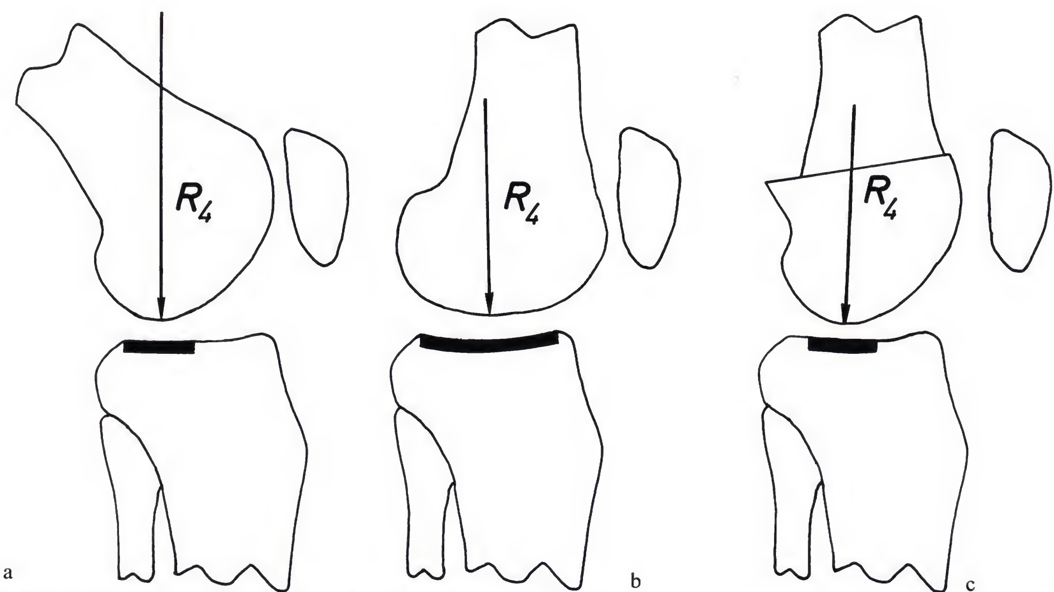


Figure 129. (a) Flexum du genou. (b) Extension résultant d'une capsulotomie. (c) Extension résultant d'une ostéotomie fémorale

3. Résultats

Dans tous les cas où nous avons effectué une capsulotomie postérieure, celle-ci complétait soit un avancement du tendon rotulien, soit une ostéotomie fémorale inférieure ou tibiale supérieure. Seuls les résultats du traitement chirurgical global peuvent donc être jugés. Ils le seront dans la suite du travail.

B. L'avancement du tendon rotulien

1. Principe

L'avancement du tendon rotulien entraîne une réduction de la force R_4 pressant le fémur contre le tibia, une diminution de la force R_5 pressant la rotule contre le fémur et en même temps une augmentation de la surface portante patello-fémorale. L'opération allonge le bras de levier c de la force P_a, le tendon rotulien (figure 130). Celui-ci peut dès lors effectuer le même travail en développant un effort plus petit. La réduction de la force P_a entraîne une diminution de la charge R_4 transmise du fémur au tibia et de la résultante R_5 transmise de la rotule au fémur. L'avancement du tendon rotulien ouvre l'angle β formé par les lignes d'action des forces P_a, tendon rotulien, et M_v, tendon quadricipital (figure 131). C'est essentiellement l'ouverture de l'angle β qui réduit de façon considérable la force de compression patello-fémorale R_5. Dans l'exemple choisi, lorsque le genou est fléchi à 36°, un avancement de 2 cm du tendon rotulien réduit la force R_5 de près de 50% (figure 132).

Un avancement du tendon rotulien de 2 cm allonge de 10% le bras de levier au bout duquel la force P_a fait pivoter le tibia autour de l'axe de l'articulation fémoro-tibiale (figure 130). Nous avons donc:

$$P_a \cdot c = P'_a \cdot c',$$

$$P'_a = \frac{P_a \cdot c}{c'} = P_a \cdot \frac{10}{11}.$$

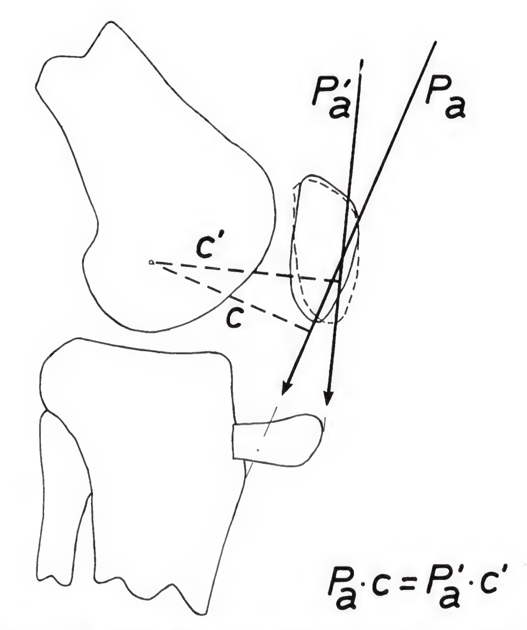


Figure 130. Effet d'un avancement du tendon rotulien sur la force P_a exercée par ce tendon. P_a: force normalement exercée par le tendon rotulien. P'_a: force exercée par le tendon rotulien déplacé en avant. c: bras de levier de P_a. c': bras de levier de P'_a

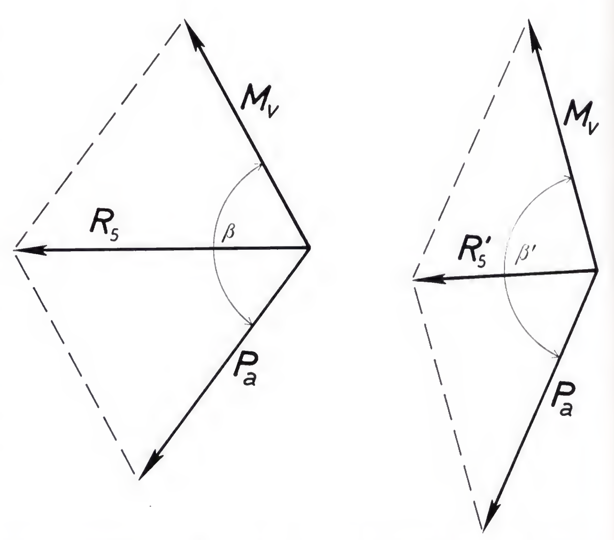


Figure 131. L'ouverture de l'angle β formé par les lignes d'action des forces M_v et P_a diminue la grandeur de la force résultante R_5

P'_a représente la force exercée par le tendon rotulien après avancement de celui-ci et c' son bras de levier par rapport à l'axe G.

Le bras de levier k au bout duquel la force P_a agit sur la rotule (figure 54) est peu modifié

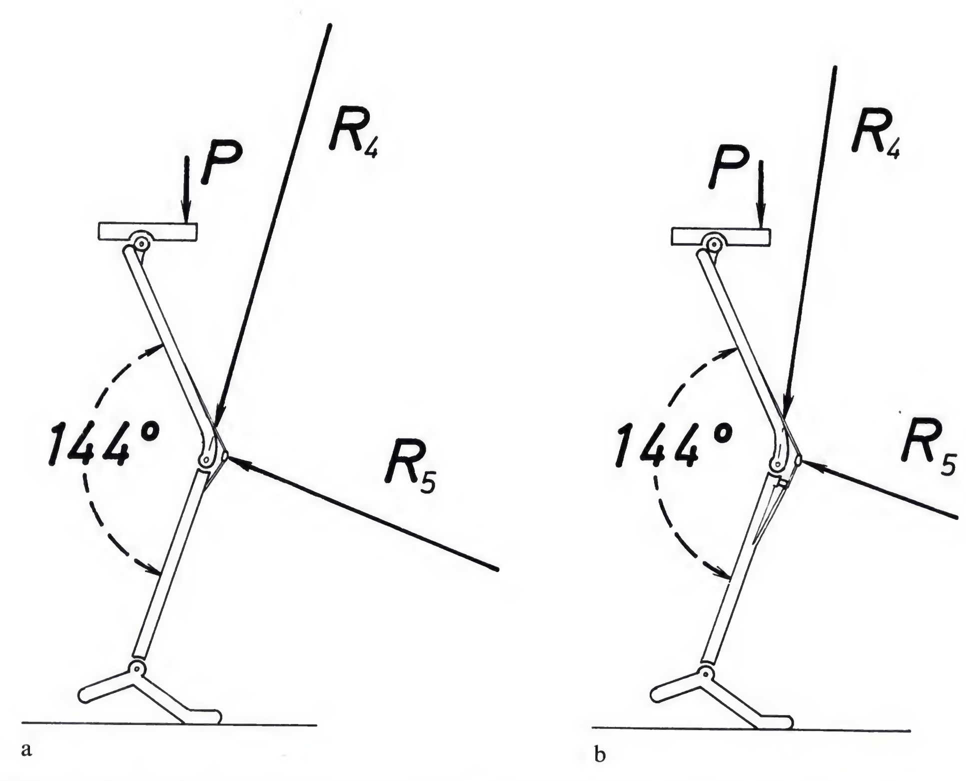


Figure 132a et b. Modification des forces produite par un avancement du tendon rotulien. (a) Genou normal. (b) Après avancement du tendon rotulien d'environ 2 cm

par l'avancement du tendon. k est la distance entre la ligne d'action de la force P_a et le centre de courbure des surfaces d'appui patello-fémorales. La modification de k est peu considérable et difficile à préciser. Elle peut être négligée.

Mais l'ouverture de l'angle β formé par les lignes d'action des forces P_a et M_v (figure 131) est importante et peut être mesurée. Nous calculerons la réduction de la force R_5 appliquant la rotule contre le fémur, qu'entraîne la modification de l'angle β provoquée par un avancement du tendon rotulien de 2 cm.

Par l'avancement du tendon rotulien, l'angle β devient β' et R_5 devient R'_5.

$$R'_5 = \sqrt{P_a^2 + M_v^2 + 2 P_a \cdot M_v \cdot \cos \beta'}.$$

Les résultats sont repris au tableau 16.

Tableau 16. Diminution de la force de compression fémoro-tibiale résultant d'un avancement de 2 cm de la tubérosité tibiale

Phases	Force transmise par le tendon rotulien		Force de compression fémoro-tibiale	
	avant P_a [kg]	après opération P'_a [kg]	avant R_5 [kg]	après opération R'_5 [kg]
12	283.149	257.408	218.992	102.889
13	146.920	133.564	126.847	64.801
14	157.042	142.765	124.646	60.018
15	48.790	44.354	33.468	14.874

La comparaison entre les valeurs de R_5 et de R'_5 montre qu'un avancement du tendon rotulien de 2 cm réduit d'environ 50% la force de compression patello-fémorale exercée durant la marche.

Bandi (1972) a mesuré expérimentalement la force pressant la rotule contre le fémur sur un modèle et sur des pièces anatomiques, avant et après avancement de la tubérosité tibiale antérieure de 10 mm et de 15 mm. Il confirme la diminution importante de cette force de compression patello-fémorale, obtenue par l'avancement – quoique modéré dans son expérience – du tendon rotulien.

Le changement de direction de P_a fera passer plus précocement l'appui de la facette moyenne de la rotule à la facette supérieure, lors du mouvement de flexion. La facette supérieure étant plus étendue que la moyenne, la surface portante en est accrue.

Réduisant la force R_4 transmise du fémur au tibia, réduisant la force R_5 transmise de la rotule au fémur et augmentant la surface d'appui patello-fémorale, l'avancement du tendon rotulien diminue les contraintes de compression fémoro-tibiales et patello-fémorales.

L'analyse géométrique et le calcul montrent que la force exercée par le quadriceps est maximale durant les premières phases de l'appui monopodal (phases 12 à 15). Les études électromyographiques le confirment et indiquent en outre une contraction du quadriceps à la fin de l'appui monopodal. Les phases du pas où le quadriceps agit sont celles durant lesquelles la charge R exercée sur l'articulation fémoro-tibiale est la plus élevée (figure 50). Il est aisé de montrer qu'il en est de même de la charge R_5 supportée par l'articulation patello-fémorale.

Par ailleurs, l'avancement du tendon rotulien est surtout efficace en extension ou près de l'extension. Or, durant les phases où agit le quadriceps, la flexion du genou n'atteint pas 30°. Les effets de l'avancement du tendon rotulien se font donc sentir aux moments les plus favorables du déplacement, c'est-à-dire lorsque la sollicitation mécanique du genou est la plus élevée et lorsque le peu de flexion de l'articulation donne à l'avancement du tendon son maximum d'efficacité.

2. Technique opératoire

Antérieurement, l'avancement du tendon rotulien a été réalisé par interposition d'un greffon iliaque entre le tendon et l'épiphyse tibiale. Cette technique entraînait un abaissement de la rotule habituellement indésirable. Depuis 1968, nous soulevons la crête tibiale avec la tubérosité antérieure et la maintenons écartée du reste de la diaphyse par interposition de greffons iliaques. Lorsqu'une ostéotomie proximale complète du tibia doit être effectuée, l'avancement du tendon rotulien s'obtient par déplacement antérieur du fragment distal.

a) Avancement de la tubérosité tibiale antérieure par soulèvement de la crête du tibia (figure 133)

Un greffon long de 4 cm, haut de 2 à 3 cm, est d'abord prélevé au bassin. Il comprend toute l'épaisseur de la crête iliaque antéro-latérale. L'incision est longitudinale à la face antéro-médiale de la jambe, parallèle à et 0,5 à 1 cm en arrière de la crête tibiale, longue de 10 à 13 cm à partir du niveau de la pointe de la rotule. Le périoste tibial et les ailerons rotuliens sont incisés longitudinalement. Des trous transversaux sont forés dans le tibia à l'aide d'une broche de Kirschner. Les trous forment une ligne parallèle à la crête et 0,7 cm en arrière de celle-ci. La broche perfore les faces tibiales antéro-médiale et antéro-latérale. Le tibia est fendu au burin en suivant la ligne droite déterminée par les trous. La fente sépare du tibia la tubérosité antérieure et la partie proximale de la crête. Ce fragment reste attaché par sa partie distale. Crête et tubérosité antérieure sont soulevées et le greffon iliaque est introduit dans l'espace angulaire ainsi créé, maintenant le soulèvement. Des greffons supplémentaires peuvent être glissés dans l'espace triangulaire formé par les deux parties du tibia et le greffon iliaque. Il arrive que le greffon soulevé se brise à sa base. Une vis peut alors fixer celle-ci. Habituellement elle n'est pas nécessaire. Plan sous-cutané et peau sont soigneusement suturés. Des incisions de décharge

sont parfois nécessaires pour assurer une suture sans tension. La mobilisation est immédiatement commencée.

Cette technique permet d'adoucir la saillie inesthétique sous la rotule. Elle obvie à la résorption partielle du greffon, observée quelquefois avec la technique précédente.

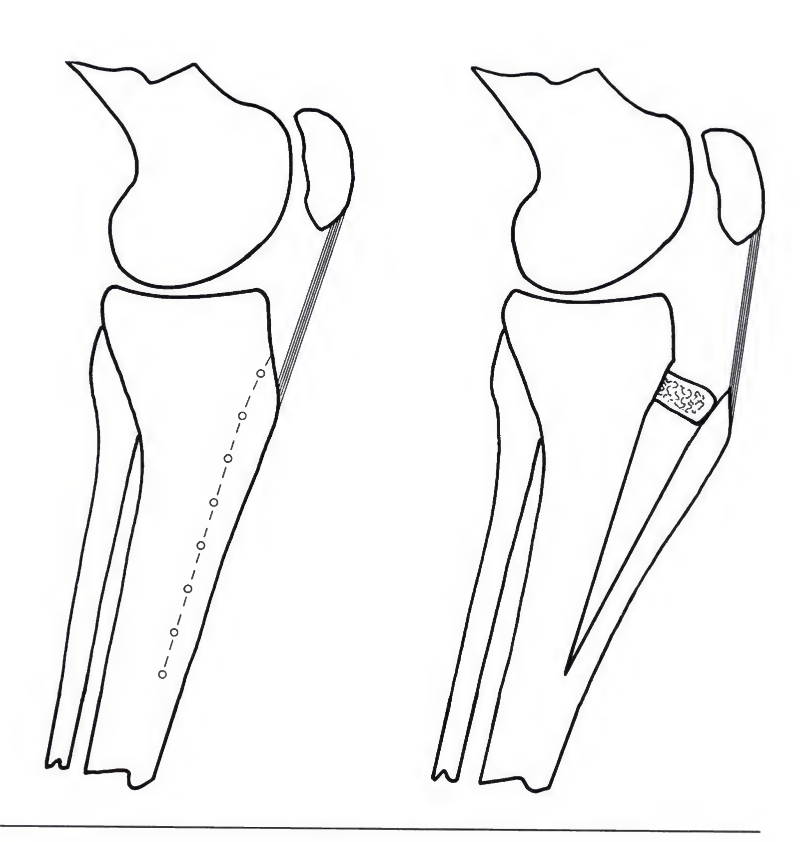


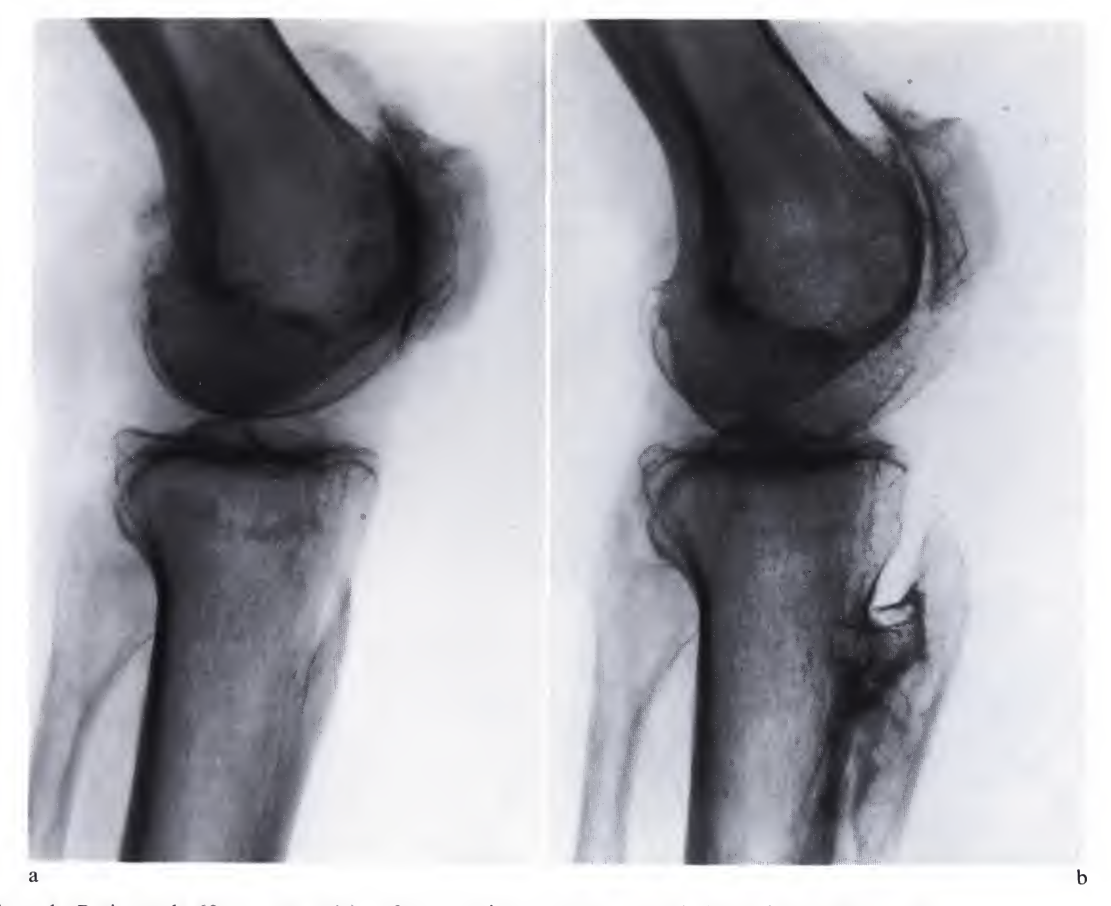
Figure 133. Avancement du tendon rotulien par section et déplacement antérieur de la crête tibiale

a b

Figure 134a et b. Patiente de 53 ans avant (a) et 1 an après un avancement de la tubérosité tibiale (b). La densité cupuliforme dans la rotule a régressé

La patiente de 53 ans (figure 134) se plaignait de douleur du genou droit. Elle présentait les symptômes d'une arthrose patello-fémorale. La radiographie montre dans la rotule une sclérose sous-chondrale en cupule profonde, traduisant des contraintes de compression articulaires patello-fémorales exagérées (figure 134a). Un an après un déplacement antérieur du tendon rotulien d'environ 2,5 cm, la patiente ne souffre plus du tout. Elle mène une vie normale. Les mouvements du genou sont complets. Le mince ruban de sclérose sous-chondrale dans la rotule indique une réduction et une distribution uniforme de la pression articulaire (figure 134b).

La patiente de 60 ans (figure 135a) présentait une arthrose patello-fémorale douloureuse. La tubérosité tibiale a été avancée d'environ 17 mm. Trois ans plus tard, la patiente reste sans douleur et travaille normalement. La sclérose sous-chondrale a régressé dans la rotule et un large interligne articulaire s'est développé (figure 135b).



a b

Figure 135a et b. Patiente de 60 ans avant (a) et 3 ans après un avancement de la tubérosité tibiale (b)

Lorsque l'arthrose se localise à la partie latérale de la rotule et au condyle fémoral correspondant et lorsque la rotule est subluxée latéralement, la tubérosité tibiale doit être déplacée non seulement en avant mais aussi en dedans. L'opération ramène la rotule dans la tranchée intercondylienne. Elle réduit la force de compression patello-fémorale et la distribue sur les deux condyles, agrandissant ainsi la surface portante articulaire (figure 136).

Dans ce but, le greffon iliaque est taillé en parallélipipède oblique. Une etaille permet de l'accrocher à la corticale latérale du tibia. Une autre entaille du côté opposé maintient la translation médiale de la crête. Celle-ci est déplacée non seulement en avant mais aussi en dedans.

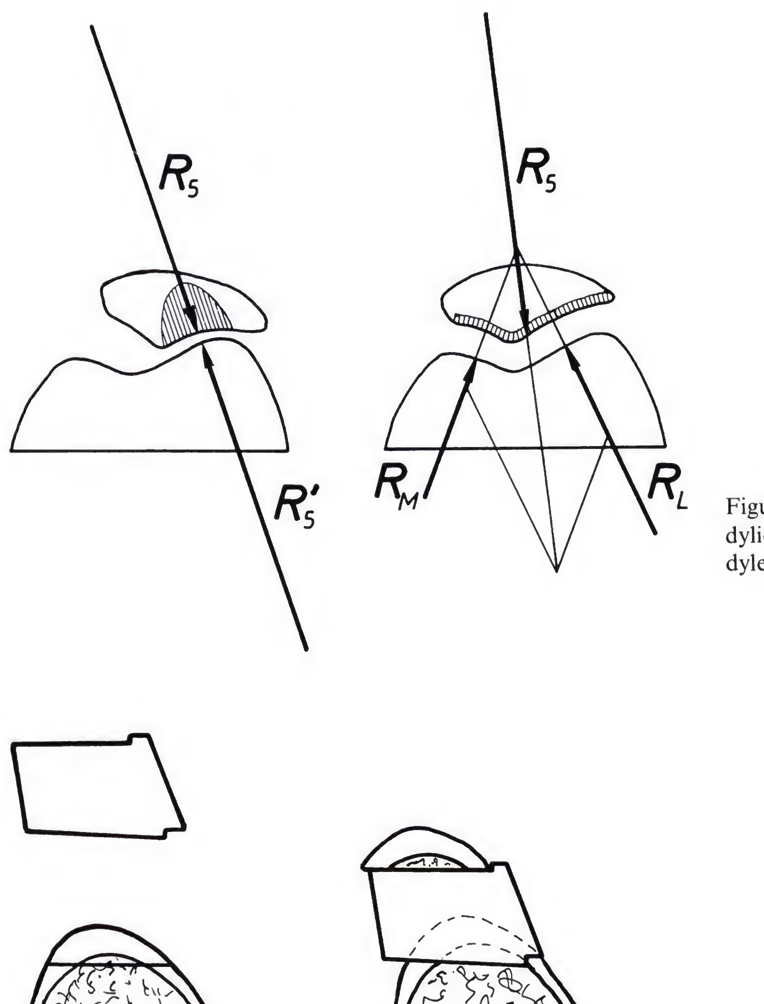


Figure 136. Ramenée dans la tranchée intercondylienne, la rotule transmet la charge au condyle médial aussi bien qu'au condyle latéral

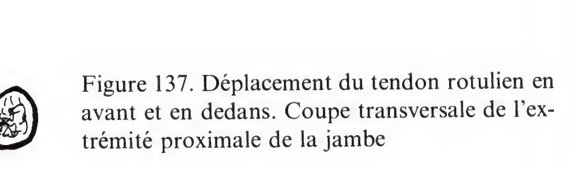


Figure 137. Déplacement du tendon rotulien en avant et en dedans. Coupe transversale de l'extrémité proximale de la jambe

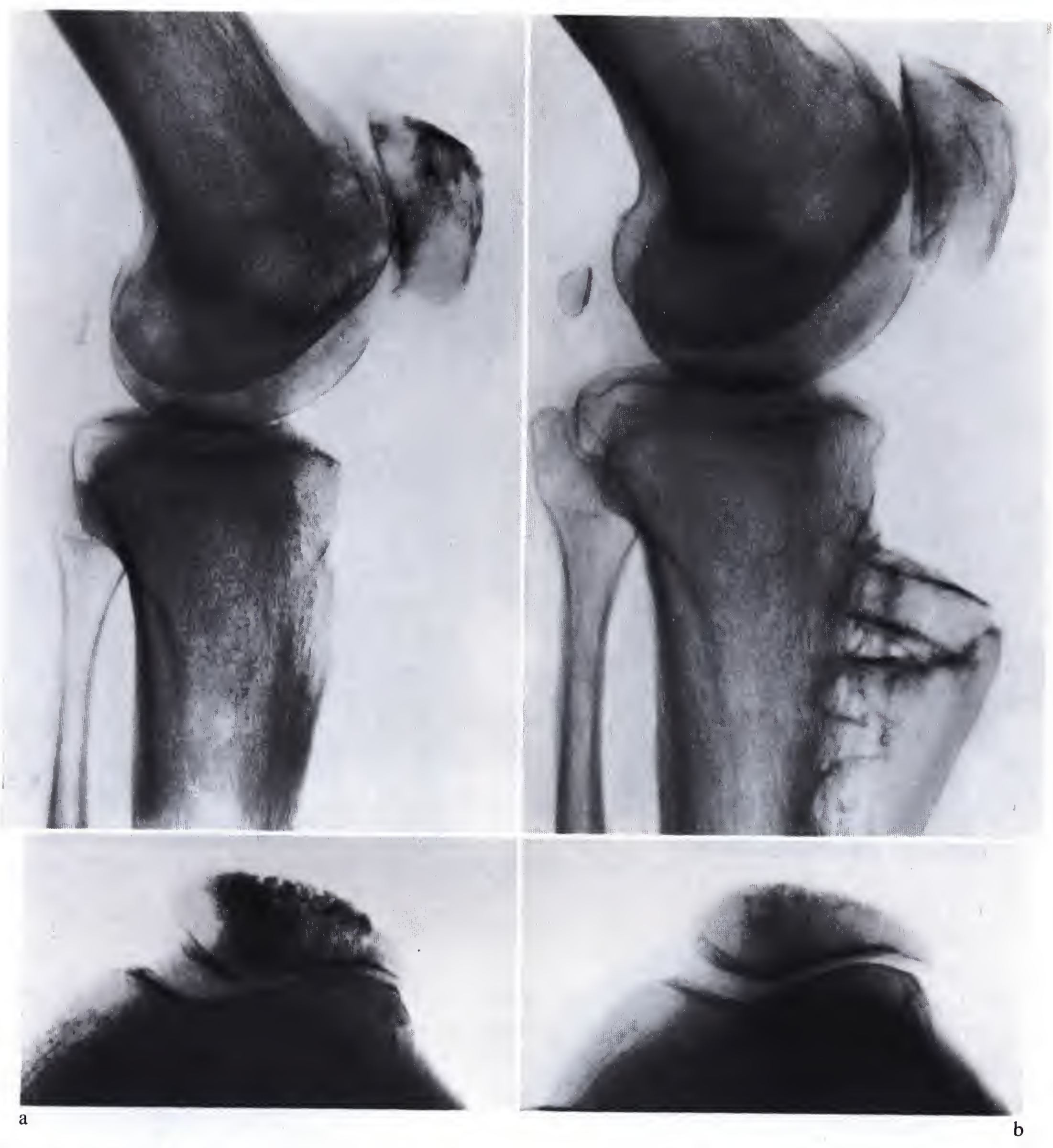


Figure 138a et b. Patient de 68 ans avant (a) et 4 ans après un déplacement du tendon rotulien en avant et en dedans (b)

Le patient de 68 ans dont le genou est représenté (figure 138a) souffrait d'une arthrose patello-fémorale très douloureuse avec limitation des mouvements (de 0° à 30°). Les radiographies montraient des altérations articulaires dégénératives avec densités anormales dans la rotule subluxée et pincement de l'interligne patello-fémoral latéral. L'insertion d'un greffon taillé comme décrit ci-dessus a permis un déplacement antérieur de plusieurs centimètres et une translation médiale de la crête tibiale avec l'insertion du tendon rotulien. Quatre ans après l'intervention, le genou reste indolore. Les mouvements se sont nettement améliorés, allant de 5° d'hyperextension à 150° de flexion. Le patient mène une vie normale et active. Les radiographies (figure 138b) montrent une rotule bien centrée et séparée du fémur par un interligne régulier. Les densités intrarotuliennes ont régressé.

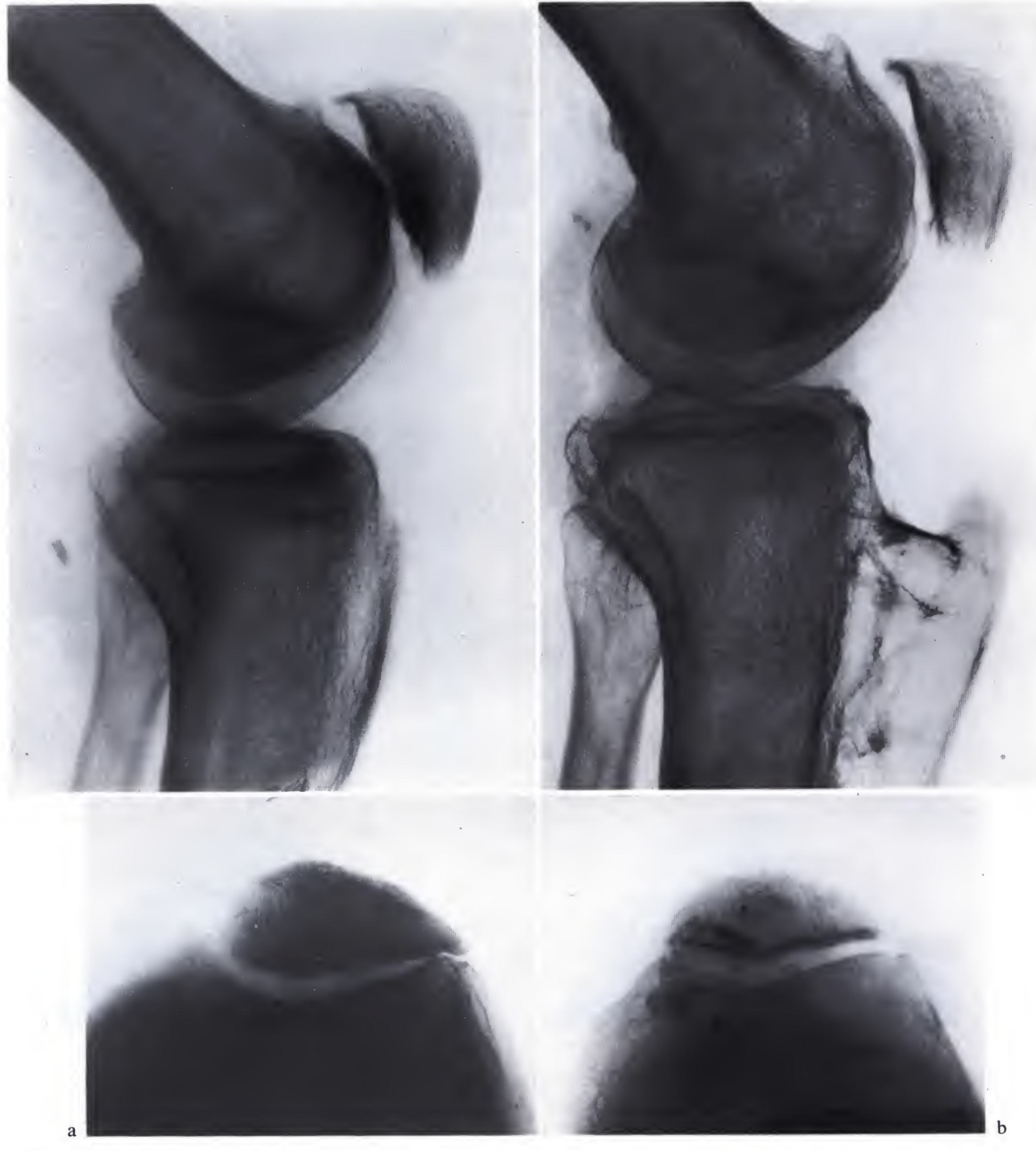


Figure 139a et b. Patient de 43 ans avant (a) et 3 ans après un déplacement de la tubérosité tibiale en avant et en dedans

Le patient de 43 ans (figure 139a) se plaignait d'un genou douloureux. La rotule était haute et subluxée. Une densité en cupule profonde traduisait l'augmentation de la pression patello-fémorale. Deux ans après un déplacement antérieur (3 cm) et médial de la tubérosité tibiale, le genou reste indolore. Les mouvements sont complets. Le patient travaille normalement. La rotule est maintenant bien centrée dans la tranchée intercondylienne. Elle présente une sclérose sous-chondrale d'égale épaisseur partout, traduisant une pression articulaire distribuée uniformément (figure 139b).

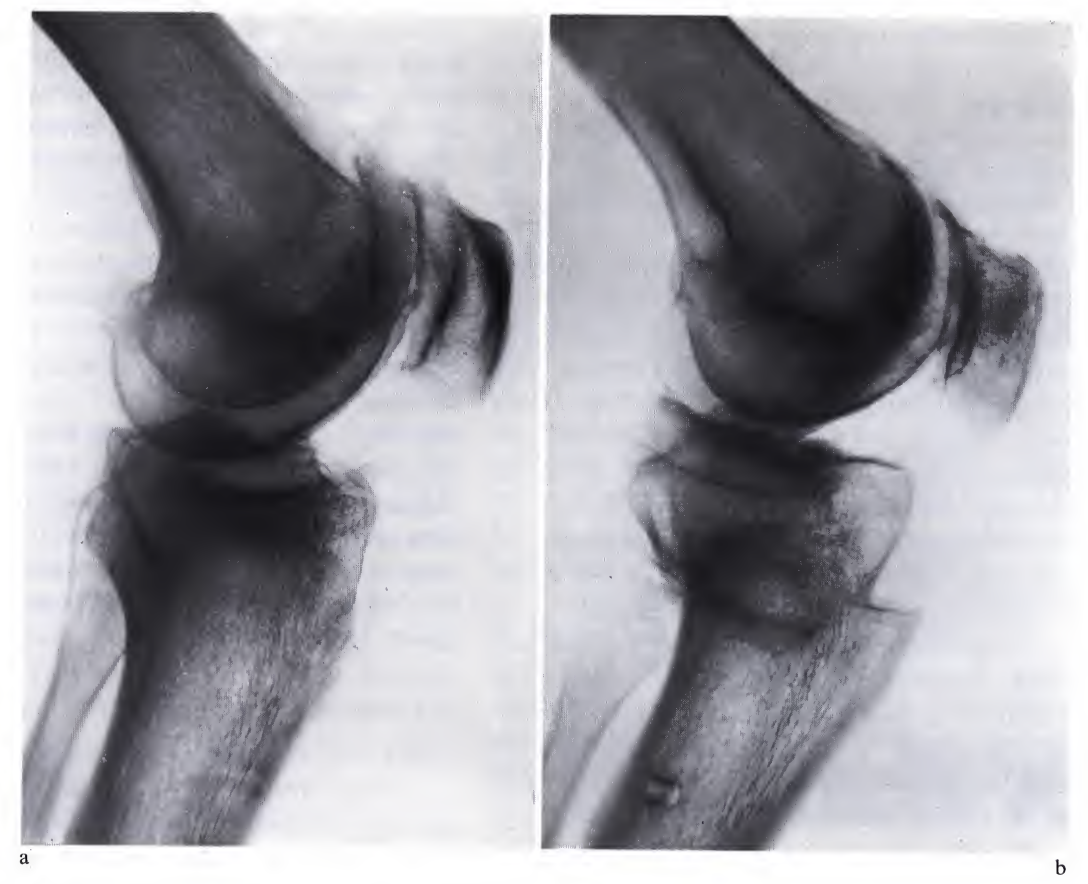


Figure 140a et b. Avancement du tendon rotulien après ostéotomie de l'extrémité proximale du tibia

b) Ostéotomie tibiale supérieure

Lorsqu'une ostéotomie tibiale supérieure est réalisée pour corriger une déviation en varum ou en valgum, l'avancement du tendon rotulien s'obtient très simplement par déplacement antérieur de tout le fragment distal (figure 140). Dans ce cas il ne nécessite donc pas de greffon (voir pages 151 et 179).

3. Résultats

Depuis 1963, 60 genoux (45 patients) ont subi l'avancement simple du tendon rotulien par interposition d'un greffon iliaque, par soulèvement de la tubérosité antérieure du tibia ou par ostéotomie tibiale supérieure, soit pour gonarthrose globale sans atteinte prédominante du compartiment latéral ou du compartiment médial, c'est-à-dire pour gonarthrose due à une diminution de la résistance tissulaire, soit pour arthrose patello-fémorale ou chondromalacie de la rotule. Cinq autres genoux ont subi un avancement du tendon rotulien associé à une synovectomie pour polyarthrite chronique évolutive.

Les résultats sont analysés à la page 206.

C. Le recentrage de la charge

Principe

Comme le montrent l'analyse théorique et l'observation des clichés radiographiques, la force de compression *R*, lorsqu'elle ne s'exerce plus au centre de gravité des surfaces articulaires mais est déplacée en dedans ou en dehors, provoque une distribution asymétrique des contraintes de compression articulaires. Celles-ci sont anormalement grandes dans la région médiale ou dans la région latérale du genou. Pour obtenir à nouveau une répartition régulière des contraintes de compression sur les surfaces portantes de l'articulation, il faut ramener la force *R*, la charge, entre les épines tibiales, au centre du genou (figure 141).

Ce déplacement de la ligne d'action de la force *R* s'obtient habituellement par une ostéotomie de valgisation ou de varisation, réalisée en dessous ou au dessus du genou, parfois par la correction d'une déformation située ailleurs qu'au genou.

Préparation – Dessin préopératoire

Pour préparer l'ostéotomie, un cliché, pris de face, doit montrer l'entièreté du membre à opérer sur lequel le patient, debout, appuie de tout son poids. Ce long cliché permet de tracer l'axe dit mécanique du fémur (du centre de la tête fémorale à l'espace intercondylien) et celui du tibia (de l'espace entre les épines tibiales au milieu de la cheville). L'angle α formé par ces deux axes est mesuré (figure 113). Lorsque le genou est normal, il est nul.

Lorsqu'il existe une grande laxité ligamentaire, un bâillement peut apparaître en position debout, entre les surfaces articulaires du côté convexe de la déformation. Il faut tenir compte de ce bâillement pour le tracé du dessin opératoire et éviter ainsi une hypercorrection exagérée. A partir du calque de la radiographie en position debout, un second calque est dessiné dans lequel le bâillement entre fémur et tibia est supprimé. L'angle α est mesuré sur ce second dessin.

1. Gonarthrose en varum

L'arthrose prédominant dans la partie médiale du genou, avec triangle de condensation soulignant le plateau tibial interne, condensation dans le condyle correspondant et pincement de l'interligne médial, traduit un déplacement de la charge *R* en dedans. Elle s'accompagne habituellement, mais pas toujours, d'une déviation en varum.

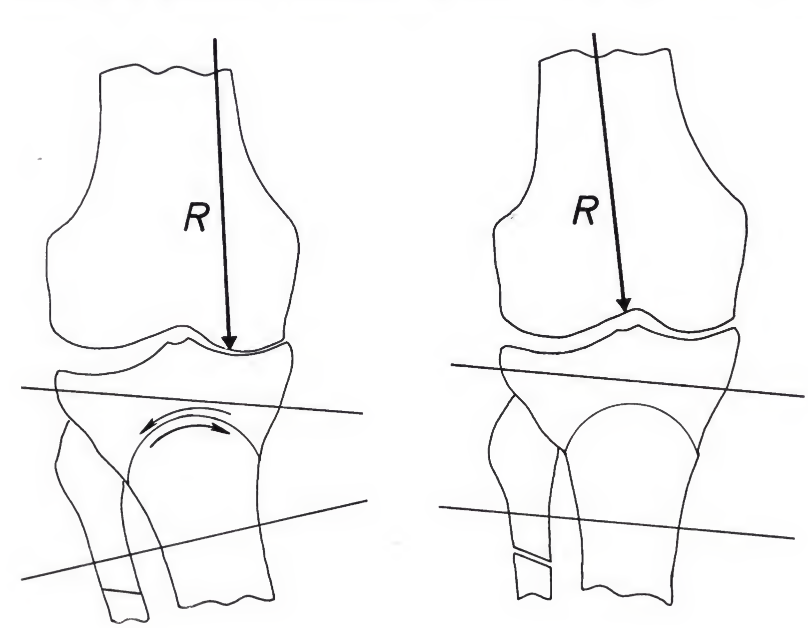


Figure 141. Le traitement chirurgical doit ramener la charge *R* au centre de gravité des surfaces portantes

Après correction du flexum, une ostéotomie tibiale supérieure ou fémorale inférieure doit ramener la force de compression *R* au centre de gravité des surfaces portantes, de façon à redistribuer symétriquement les contraintes de compression dans l'articulation.

Cependant, normaliser l'angulation entre fémur et tibia ne suffit pas dans la plupart des cas à recentrer la charge *R*. En effet, une telle correction restitue la forme anatomique et équivaut à replacer le genou dans les conditions mécaniques qui ont provoqué l'apparition et le développement de la gonarthrose. Le plus souvent, il faut hypercorriger et créer un certain valgum qui compensera le manque de puissance du hauban latéral *L*, cause première de beaucoup de gonarthroses. L'hypercorrection rend plus court que normal le bras de levier *a* de la force *P* exercée par la masse partielle du corps et diminue ainsi le moment $P \cdot a$. La force *P* peut alors être équilibrée par un hauban musculaire *L* affaibli.

a) Estimation rigoureuse de l'hypercorrection

Comment déterminer rigoureusement l'hypercorrection à apporter? Plusieurs auteurs ont proposé des procédés plus ou moins compliqués pour mesurer celle-ci. Kettelkamp et Chao (1972) prétendent calculer la répartition réelle de la charge entre les deux plateaux tibiaux et en déduisent l'angulation frontale entre fémur et tibia, nécessaire pour arriver à une distribution idéale. Leurs sujets sont étudiés en position debout avec appui symétrique sur les deux pieds.

Chaque genou supporte ainsi la moitié du corps sus-jacent, qui s'exerce verticalement. Cette situation ne correspond pas aux conditions de la marche ni même de l'appui sur un seul pied, au cours duquel le genou supporte excentriquement non seulement le poids partiel du corps *P* mais aussi des forces musculaires qui équilibrent ce dernier. C'est donc en appui monopodal ou durant la marche qu'il faudrait étudier l'articulation. Pour les auteurs cités, la répartition de la charge sur les deux plateaux tibiaux d'un genou dépend de l'angle que tibia et fémur forment avec l'horizontale et de la forme anatomique des pièces osseuses. Les ligaments collatéraux médial et latéral n'interviennent comme forces de traction passives que dans des déviations très accusées avec appui sur un seul plateau. En appliquant leur méthode à un sujet normal de 60 kg, les auteurs trouvent une force de 24,5 kg exercée sur le plateau tibial médial. Celle exercée sur le plateau tibial latéral atteint 2,5 kg («In this normal 60 kg subject, calculated compression force on the right medial tibial plateau was 24,5 kg; on the lateral 2,5 kg» (figure 6 des auteurs)). La radiographie d'un genou normal est ensuite présentée. Les densités soulignant les plateaux tibiaux y sont symétriques. Cette image indique donc une distribution égale des contraintes et contredit les résultats du calcul. En effet, les formules utilisées ne tiennent pas compte des muscles (forces actives de traction). Or, nous l'avons vu, l'action des muscles est essentielle dans l'équilibre du genou. Elle seule peut expliquer l'absence d'arthrose dans beaucoup d'articulations déviées en valgum et surtout en varum. Elle seule peut expliquer le développement d'une gonarthrose du compartiment médial en l'absence de déviation et l'apparition d'une gonarthrose en valgum. La détermination de l'hypercorrection dépend, en fait, de l'évaluation du potentiel des muscles qui équilibrent la force *P*. Négliger ceux-ci conduit à des conclusions erronées.

Blaimont et al. (1971) décrivent un test simple qui permettrait de mesurer le moment $L \cdot b$ du hauban musculaire latéral *L* dans les cas de gonarthrose en varum. De cette mesure du potentiel musculaire latéral, on pourrait déduire la valeur de l'hypercorrection à effectuer par ostéotomie tibiale supérieure, pour recentrer la charge. Le patient est couché sur le côté sain, genou arthrosique étendu, reposant sur un support. L'autre genou est fléchi. La jambe du côté malade dépasse la table d'examen. Le genou est observé, de face, en scopie. Lorsque le patient relâche ses muscles latéraux, un bâillement apparaît entre le plateau tibial et le condyle fémoral externes. La contraction volontaire de la musculature latérale

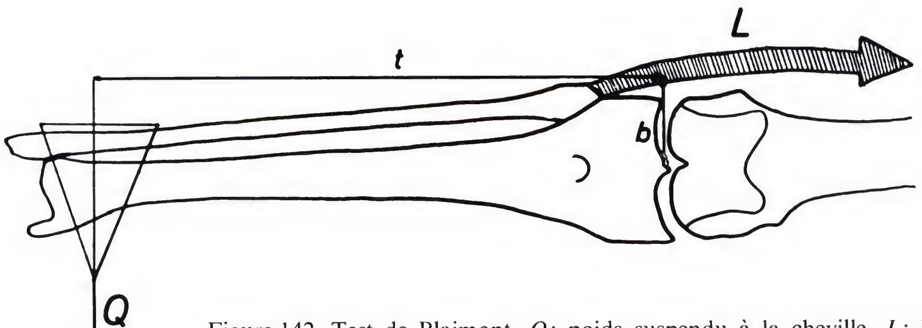


Figure 142. Test de Blaimont. Q: poids suspendu à la cheville. L: hauban musculaire latéral. t: bras de levier de Q. b: bras de levier de L (redessiné d'après Blaimont, 1971)

de la cuisse fait disparaître le bâillement. A un bracelet fixé à la cheville, des poids de plus en plus lourds sont suspendus. On note le poids minimum Q nécessaire pour empêcher la disparition du bâillement externe sous l'effet de la contraction des muscles latéraux de la cuisse L (figure 142). La distance t du poids Q au genou peut être aisément mesurée. Le moment $Q \cdot t$ du poids, obtenu expérimentalement, mesurerait le potentiel musculaire de stabilisation du genou.
On aurait:

$$Q \cdot t = L \cdot b.$$

Puisque $L \cdot b = P \cdot a$, un calcul simple permettrait de déterminer la longueur du bras de levier a à donner au poids du corps P par rapport au genou lors de l'ostéotomie.

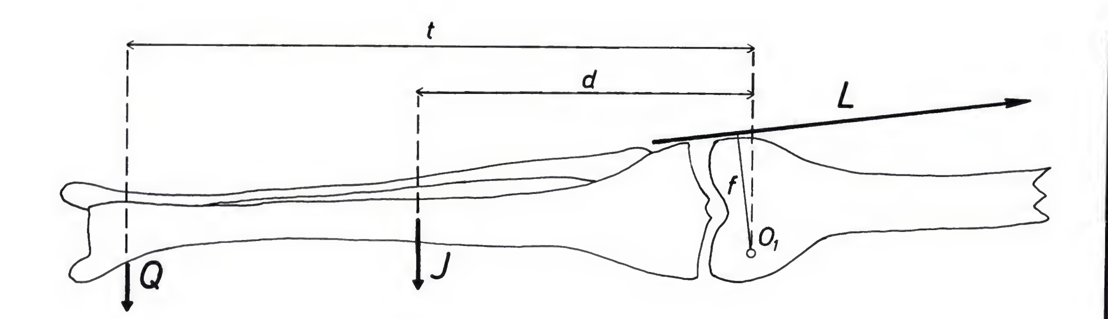
$$a = \frac{L \cdot b}{P}.$$

Lors de l'intervention, après ostéotomie courbe de l'extrémité supérieure du tibia, une tige métallique est disposée sur le patient, sous écran de brillance. Elle joint le centre de gravité du corps, «conventionnellement situé en $S2$» (2[e] vertèbre sacrée) et le centre de la cheville. Les fragments de l'ostéotomie sont mobilisés jusqu'à ce que le centre du genou se trouve à une distance a de la tige métallique. A ce moment, la correction est fixée par un cadre de Charnley.

Cette épreuve ne mesure que l'action du tenseur du fascia lata et du biceps, la jambe étant étendue sur la cuisse. Or le moment $P \cdot a$ de la force P, poids partiel du corps et forces fictives d'inertie, est maximum au début de la phase portante du pas, lorsque la force P agissant derrière le genou est équilibrée surtout par le quadriceps, et à la fin du pas, lorsque la force P agissant devant le genou est équilibrée par les ischio-jambiers et les jumeaux (peut-être par le quadriceps chez le sujet marchant genou fléchi). Le tenseur du fascia lata et le biceps ne constituent le hauban musculaire latéral que durant une fraction du pas, au cours de laquelle le moment $P \cdot a$ à équilibrer est le moins élevé (voir page 47, tableau 5).

Le test de Blaimont et al. n'est pas entièrement satisfaisant car il ne mesure qu'une partie des muscles qui interviennent dans l'équilibre. En outre, le moment $Q \cdot t$ est le produit du poids suspendu à la cheville par la distance t de ce poids au genou. Il équivaudrait au moment musculaire $L \cdot b$ (figure 142). Or les muscles latéraux L doivent supporter non seulement le poids Q suspendu à la cheville mais aussi celui J de la jambe et du pied maintenus dans le vide. Le poids J de la jambe et du pied n'est pas négligeable. Il agit au bout d'un bras de levier qui correspond à la distance d séparant du genou le centre de gravité de la masse jambe et pied (figure 143). Le moment musculaire ne vaut donc pas $Q \cdot t$ mais bien $Q \cdot t + J \cdot d$.

En appui sur un seul pied, le genou ne supporte pas tout le corps mais le poids de celui-ci diminué de la jambe et du pied en charge. Dans la formule, P ne représente donc que ce poids partiel. De ce fait, le centre de gravité S_7 de la masse supportée excentrique-



ment par le genou ne se trouve pas sur la ligne médiane. Il ne correspond pas au centre de gravité de la masse totale du corps.

En l'absence du bâillement articulaire latéral, la résultante des forces exercées sur le genou peut se trouver n'importe où entre les centres de courbure O_1 et O_2. Lorsqu'un bâillement latéral apparaît, le tibia pivote dans le plan frontal autour du centre de courbure O_1 du condyle fémoral médial. La résultante des forces exercées sur le genou doit donc alors croiser le centre de courbure O_1 du condyle médial puisqu'il n'y a plus de contact entre plateau tibial et condyle fémoral latéraux. Par conséquent, le bras de levier de la force musculaire L est la distance f entre la ligne d'action de cette force L et le centre de courbure O_1 (figure 143). Or la distance a à laquelle on souhaite placer le genou par rapport à la force P est mesurée, elle, à partir des épines tibiales. Les bras de levier a et f n'ont pas la même origine et ne peuvent servir à établir directement la relation d'équilibre entre P et L (figure 143).

Par ailleurs, des forces fictives d'inertie interviennent durant la marche et se combinent au poids partiel du corps. Elles varient avec les accélérations et modifient continuellement et de façon considérable la force P agissant excentriquement sur le genou.

Pour déterminer exactement l'hypercorrection à réaliser, il faudrait connaître la force potentielle des muscles latéraux qui jouent un rôle essentiel durant la marche. Jusqu'à présent aucune méthode ne permet de la mesurer. En fait, l'hypercorrection qu'il faut apporter au varum ou au valgum reste donc à apprécier empiriquement dans chaque cas.

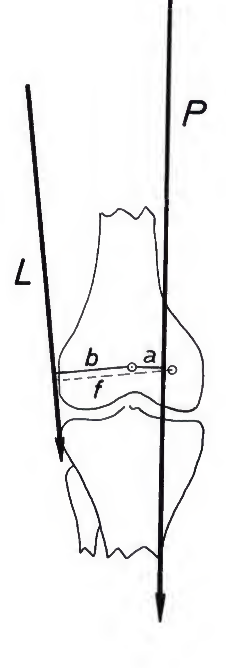


Figure 143. Analyse critique du test de Blaimont. J: poids de la jambe et du pied. d: bras de levier de J. f: bras de levier de L dans la situation décrite. O_1: centre de courbure du condyle médial. P: force exercée par la masse partielle du corps. a: bras de levier de P

b) Techniques opératoires

α) Techniques utilisées jusqu'en 1968

Dans la gonarthrose en varum, c'est presque toujours une ostéotomie tibiale supérieure qui est indiquée. De nombreuses techniques ont été proposées. Nous en avons utilisé plusieurs, avant d'adopter l'ostéotomie épiphysaire courbe qui sera décrite en détail plus loin.

L'élévation du plateau médial par un greffon cunéiforme introduit dans un trait de scie sous le plateau ne nous a pas satisfait. Dans les deux cas où nous l'avons employée, le greffon s'est tassé et la correction a été partiellement perdue. L'ostéotomie en chevron (Lange, 1951) consiste en une section de l'os en V renversé, dont la pointe se situe à 1 cm sous les épines tibiales. Un coin est réséqué

le long de la branche latérale du V et inséré dans sa branche médiale après basculement du fragment inférieur autour de la pointe du V. Le coin, formé de tissu spongieux épiphysaire, est peu solide et s'écrase facilement lors de son introduction sous le plateau tibial médial. Souvent aussi les fragments s'impactent l'un dans l'autre au moment du basculement, rendant la correction imprécise. D'autre part, le montage est rarement assez solide pour éviter l'immobilisation plâtrée. L'ostéotomie par impaction des fragments présente les mêmes inconvénients.

L'ostéotomie par résection d'un coin à base latérale (Coventry, 1965), entre l'articulation et l'insertion du tendon rotulien, peut s'effectuer avec une bonne précision et permet d'avancer le tendon rotulien par déplacement antérieur du fragment distal. Mais elle sacrifie l'articulation tibio-péronière supérieure et ne peut être utilisée pour la correction de déviations importantes, car l'espace entre tubérosité antérieure du tibia et articulation ne permet pas l'excision d'un coin très large. La fixation des fragments par agrafes de Blount doit habituellement être complétée par une immobilisation en plâtre. Après une telle immobilisation durant 6 semaines, la flexion du genou peut rester limitée. Réalisée en dessous de la tubérosité tibiale antérieure, l'ostéotomie guérit beaucoup plus lentement et ne permet pas l'avancement simultané du tendon rotulien. Elle exige une immobilisation prolongée ou une ostéosynthèse par plaque.

Après ostéotomie cunéiforme, Gariepy (1967) et Mac Intosh (1970) fixent les fragments sous compression par un cadre de Charnley. Blaimont (1970) propose la même fixation après ostéotomie courbe au dessus de la tubérosité tibiale antérieure et rotation de la convexité du fragment distal dans la concavité du fragment proximal pour obtenir la correction désirée.

Nous avons complété la technique décrite par Blaimont par l'avancement du tendon rotulien et par une précision plus grande apportée à la préparation et à la correction chirurgicale.

β) Technique actuelle de l'ostéotomie tibiale supérieure valgisante

Dessin préopératoire. Le cliché couvrant l'entièreté du membre inférieur en charge ou le calque du squelette a permis de déterminer l'angle α mesurant la déviation en dedans du tibia sur le fémur, dans le plan frontal (figure 144). Les contours du genou à opérer sont tracés sur papier transparent à partir d'une radiographie de face prise en charge (figure 145). La courbe de l'ostéotomie est dessinée. Son rayon est d'environ 2,5 cm. L'insertion du tendon rotulien se trouve dans sa concavité inférieure. Deux traits transversaux sont tirés, l'un au dessus de la courbe d'ostéotomie, l'autre en dessous. Ils forment entre eux un angle ouvert en dehors de $\alpha+2°$ à 4°. Le fragment inférieur est ensuite calqué sur une seconde feuille transparente avec le trait transversal qui le traverse. La seconde feuille est tournée sur la première, convexité du fragment distal dans concavité du proximal jusqu'à ce que le trait transversal reporté sur la seconde

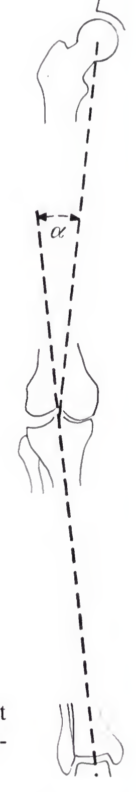


Figure 144. Calque d'une radiographie de tout le membre. Les axes du fémur et du tibia forment l'angle α

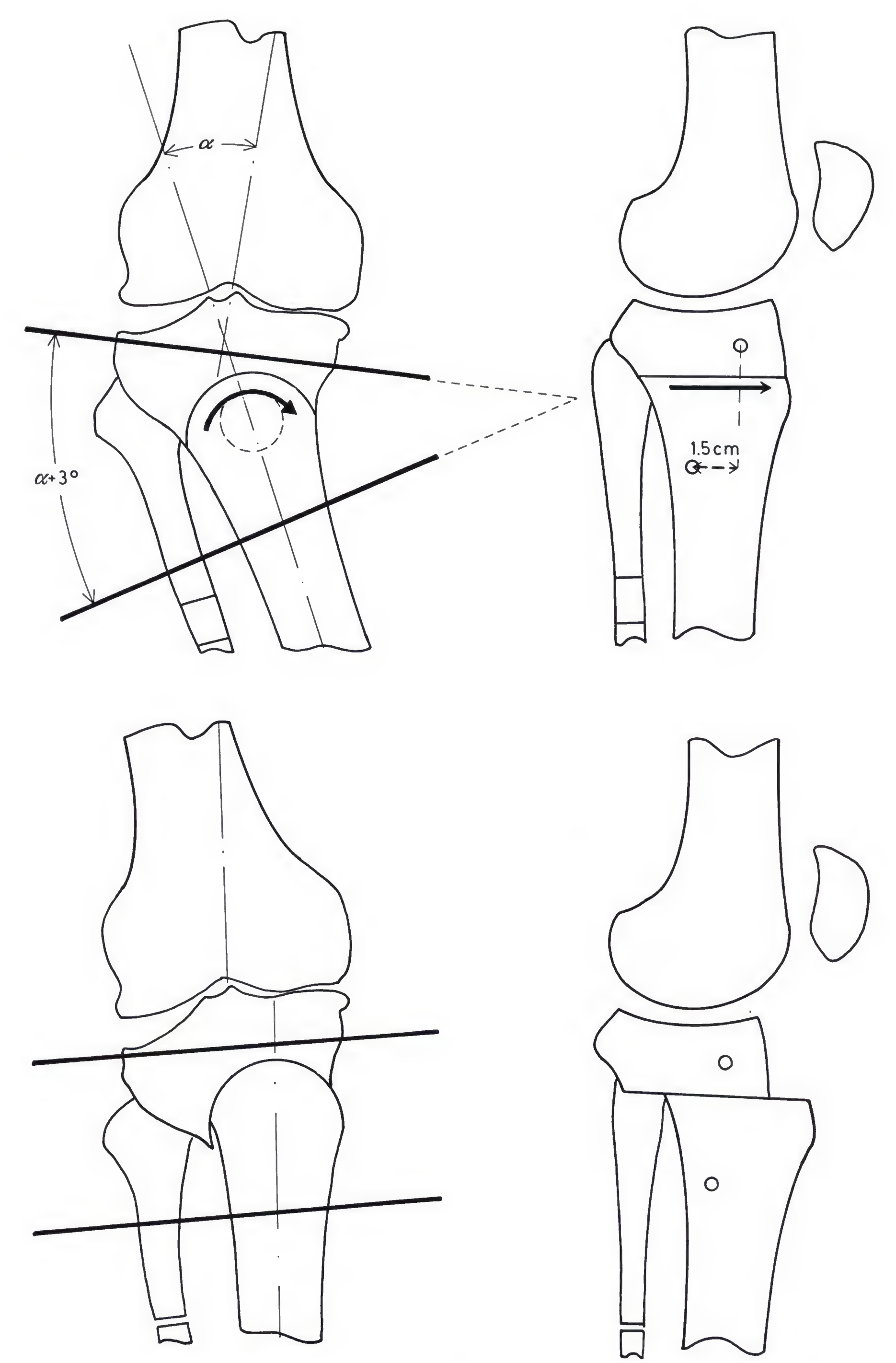


Figure 145. Technique opératoire de l'ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia, combinant une hypercorrection de la déformation en varum et un avancement du tendon rotulien

feuille soit rendu parallèle à celui traversant le fragment proximal de la première feuille. Le fragment tibial supérieur et le fémur sont alors calqués sur la seconde feuille. L'intervention chirurgicale est ainsi effectuée sur papier avant de l'être en salle d'opération.

Instruments. Outre les instruments banaux pour parties molles, il faut disposer d'une pince gouge, d'une rugine, d'une mince lame burin large de 1 cm, d'un moteur, de clous de Steinmann, de broches de Kirschner, de coapteurs de Charnley, du traceur et du guide-broche que nous avons personnellement mis au point.

Notre traceur (figure 146a) se compose d'un manche droit et d'une partie courbe. Cette dernière est creusée d'une longue fente. Insérée derrière le tendon rotulien (figure 146b), elle sert de guide à une broche de Kirschner montée sur moteur pneumatique. A l'aide de cette broche de Kirschner traversant la fente, des trous sont forés d'avant en arrière dans l'extrémité supérieure du tibia. Leur ensemble forme une courbe correspondant à celle du traceur. C'est la courbe d'ostéotomie. Le traceur est fabriqué en deux dimensions, différant par le rayon de la partie courbe.

Le guide-broche [13] consiste en un support équipé de deux pièces mobiles (figure 147). L'une de celles-ci porte une graduation en degrés et peut pivoter autour d'un axe fixé au support. L'autre pièce mobile coulisse le long de ce dernier et peut être fixée à n'importe quel niveau. Une broche de Kirschner ou de Steinmann est passée dans un des tunnels forés dans chaque pièce mobile. Les deux broches forment entre elles l'angle indiqué sur la graduation par l'extrémité pointue du support. Le glissement de la seconde pièce mobile permet de modifier la distance entre les deux broches sans changer l'angle formé par celles-ci. Une troisième pièce mobile coulissant sur le support est ajoutée pour l'ostéotomie fémorale inférieure. Les broches de Steinmann insérées dans les deux pièces coulissantes sont strictement parallèles.

Opération. Le patient est couché sur le dos, sur table ordinaire, sous anesthésie générale. L'intervention s'effectue sans garrot pour éviter la stase veineuse et diminuer les risques de phlébo-thrombose et d'embolie ultérieure.

Figure 146a. Traceur pour l'ostéotomie courbe. Deux dimensions existent

Figure 146b. Radiographie peropératoire

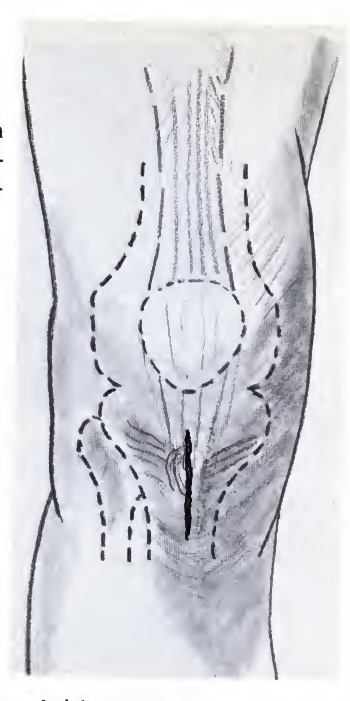
1. Le genou étant maintenu fléchi, une courte incision postéro-latérale donne accès au péroné dans son tiers moyen, entre les muscles péroniers en arrière et les extenseurs des orteils en avant. Le périoste est incisé et soulevé prudemment. Un fragment de l'os, long de 1 cm, est réséqué à la pince gouge. Il faut être très prudent pour éviter la déchirure d'une veine péronière très proche du périoste médial. Cette veine peut donner une hémorragie importante, difficilement contrôlable. Suture en trois plans sur drain aspiratif.

2. Le genou est étendu, rotule au zénith. Une incision longitudinale antérieure de 5 cm est centrée sur la tubérosité tibiale antérieure (figure 148). L'aponévrose est incisée longitudinalement de part et d'autre de l'extrémité distale du tendon rotulien. Une rugine courbe dégage le tibia derrière le tendon rotulien et éventuellement sa face postérieure à hauteur de l'ostéotomie. Elle peut être laissée en place pour protéger l'artère poplitée. Le traceur est

[13] La guide-broche a été réalisé par Joint Replacement Instrumentation Ltd. Londres, perfectionnant un instrument fabriqué initialement par l'auteur.

Figure 147. Guide-broche pour l'ostéotomie tibiale proximale et l'ostéotomie fémorale distale

Figure 148. Incision pour l'ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia



glissé derrière le tendon rotulien. Une radiographie contrôle sa position (figure 146b). Une série de trous forés dans l'épiphyse tibiale, à l'aide d'une broche de Kirschner guidée par le traceur, délimite une courbe à concavité inférieure, autour de la tubérosité tibiale antérieure. Deux broches de Steinmann de 5 mm, guidées par le guide-broche, sont mises en place dans le tibia, l'une au dessus de l'insertion du tendon rotulien, l'autre en dessous. Dans le plan frontal, elles forment un angle $\alpha + 2°$ à 4° et correspondent aux traits transversaux du dessin préopératoire. Dans le plan sagittal, la supérieure est insérée 1 à 2 cm en avant par rapport à l'inférieure (figure 145). L'angle délimité par les broches dans le plan frontal est alors contrôlé radiographiquement. L'ostéotomie est ensuite réalisée à l'aide d'une mince lame-burin suivant la courbe formée par les trous. Les fragments tibiaux sont mobilisés jusqu'à ce que les deux broches de Steinmann soient rendues parallèles et se trouvent dans le même plan frontal. Une paire de coapteurs de Charnley adaptés aux broches fixe les fragments sous compression. La plaie est suturée sur drain aspiratif.

Suites opératoires. Le genou est mobilisé passivement et activement dès le lendemain de l'opération. Le deuxième jour, le patient se lève et marche en s'aidant de deux cannes. Il appuie modérément sur le genou opéré. Les broches de Steinmann sont enlevées au bout de 8 semaines après un contrôle radiographique. Les cannes sont progressivement abandonnées dès que le patient se sent stable sur le membre opéré, c'est-à-dire 2 à 4 mois après l'intervention.

Commentaire. L'ostéotomie tibiale supérieure telle qu'elle est décrite ici permet d'hypercorriger avec exactitude la déviation en varum et an même temps d'avancer le tendon rotulien (figure 145), sans saillie gênante sous le genou. Elle évite l'immobilisation en plâtre et permet la mise en charge immédiate.

L'hypercorrection de la déviation en varum est destinée à compenser la faiblesse du hauban latéral *L*. L'angle que forment les plateaux tibiaux avec l'axe longitudinal du tibia semble, dans certaines limites tout au moins, modifier assez peu la distribution des contraintes de compression articulaires. L'étude des modèles photo-élastiques le démontre (page 115).

Lors de l'intervention, les ligaments collatéraux ne sont pas retendus. Ils se retendent spontanément dans le décours postopératoire. La laxité disparaît complètement si la déviation a été suffisamment hypercorrigée.

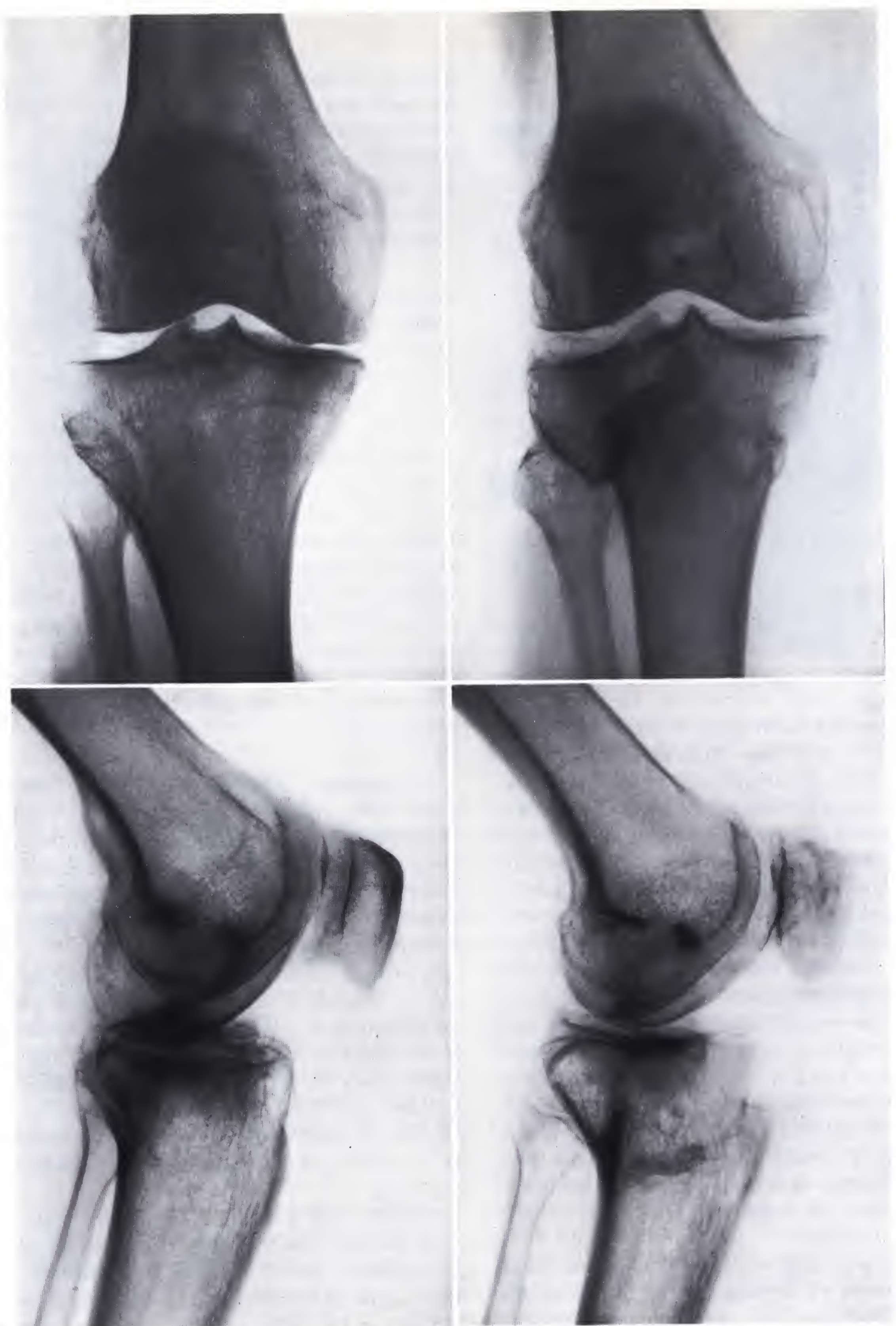


Figure 149a

Figure 149d

Figure 149a–d. Patiente de 57 ans présentant une gonarthrose médiale (a). Dessin préopératoire (b). Immédiatement après l'opération (c). Deux ans plus tard (d)

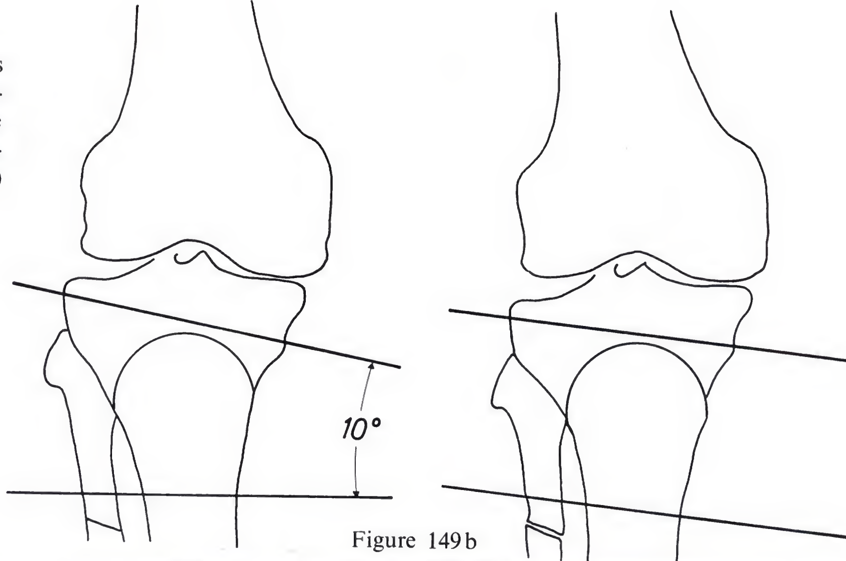


Figure 149b

Résultats. Les résultats de l'ostéotomie tibiale supérieure de valgisation pour gonarthrose en varum sont régulièrement bons pour autant qu'une hypercorrection suffisante ait été obtenue. En effet, la valgisation raccourcit le bras de levier *a* de la force *P* exercée par la masse S_7 du corps sur le genou. Ceci allège l'effort exigé du hauban musculo-ligamentaire latéral *L* et diminue ainsi la force de compression *R* agissant sur le genou. Mais surtout la translation latérale de la force *R* distribue celle-ci sur les plus grandes surface portantes possibles de l'articulation. L'ostéotomie tibiale supérieure valgisante réduit donc les contraintes de compression articulaires.

Quelques exemples illustreront les résultats obtenus de cette manière.

La patiente de 57 ans (figure 149a) se plaignait de douleur permanente du ge-

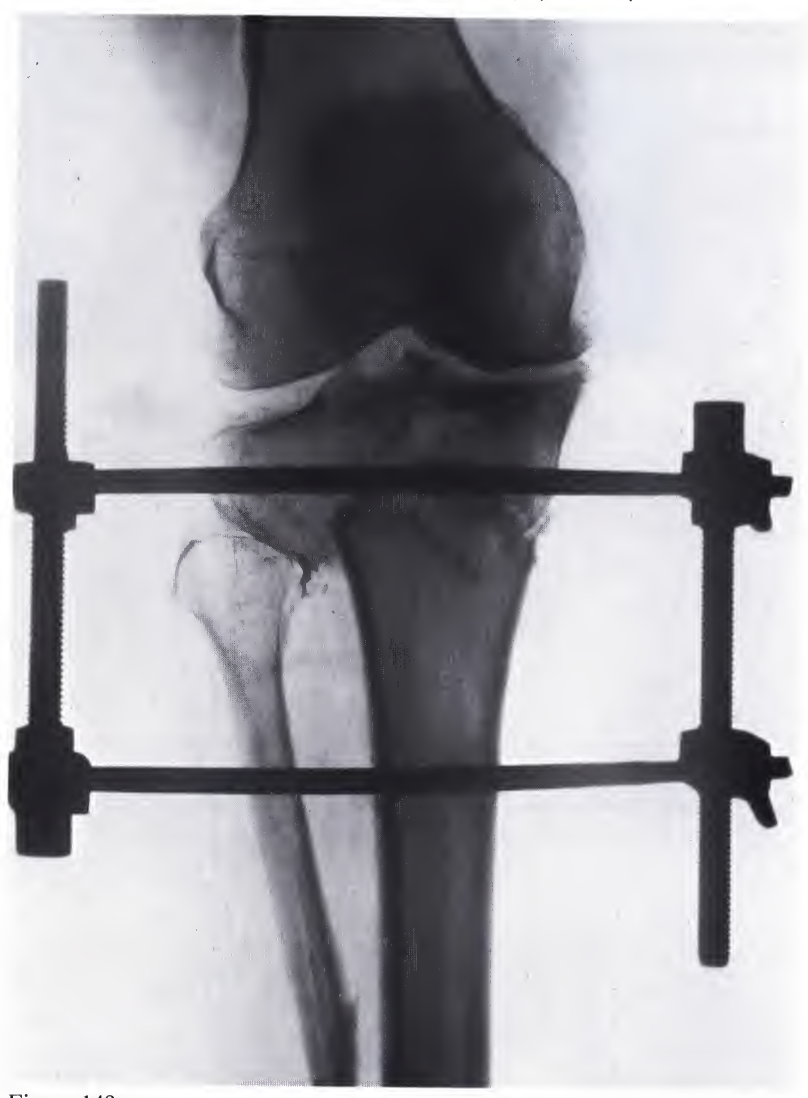


Figure 149c

nou. Celui-ci présentait un flexum et un varum de 7°. Sur la radiographie de face, l'interligne médial était pincé et souligné par une densité sous-chondrale exagérée. Le cliché de profil montrait un triangle dense sous la partie postérieure du genou. Une ostéotomie courbe de 10° de l'extrémité supérieure du tibia fut préparée (figure 149b). Après deux jours, la patiente marchait, appuyant quelque peu sur le membre opéré (figure 49c). Deux ans plus tard, le résultat clinique est excellent: pas de douleur, mouvements complets et fonction normale. Sur la radiographie en charge (figure 149d), l'interligne médial est à peu près aussi large que le latéral, les scléroses sous-chondrales apparaissent symétriques et le triangle dense sous la partie postérieure du genou a disparu. Notez l'avancement de la tubérosité antérieure du tibia.

Le patient sportif de 32 ans (figure 150) avait subi l'excision du ménisque interne droit 17 ans auparavant. Il se plaignait d'une douleur permanente des genoux. Une distance de 7 cm séparait ceux-ci lorsque les pieds étaient joints (figure 150a). L'image radiographique du genou droit montrait un triangle dense soulignant le plateau tibial médial. Il traduisait l'augmentation des contraintes de compression à ce niveau. Six ans après une ostéotomie tibiale supérieure de valgisation (12°) associée à l'avancement du tendon rotulien, le genou reste indolore; les mouvements sont complets, l'articulation est restée stable. Le sujet a repris ses occupations sportives. L'image radiographique montre la disparition du triangle dense (figure 150b). La même opération a été réalisée à gauche deux ans plus tard. La déformation est discrètement hypercorrigée.

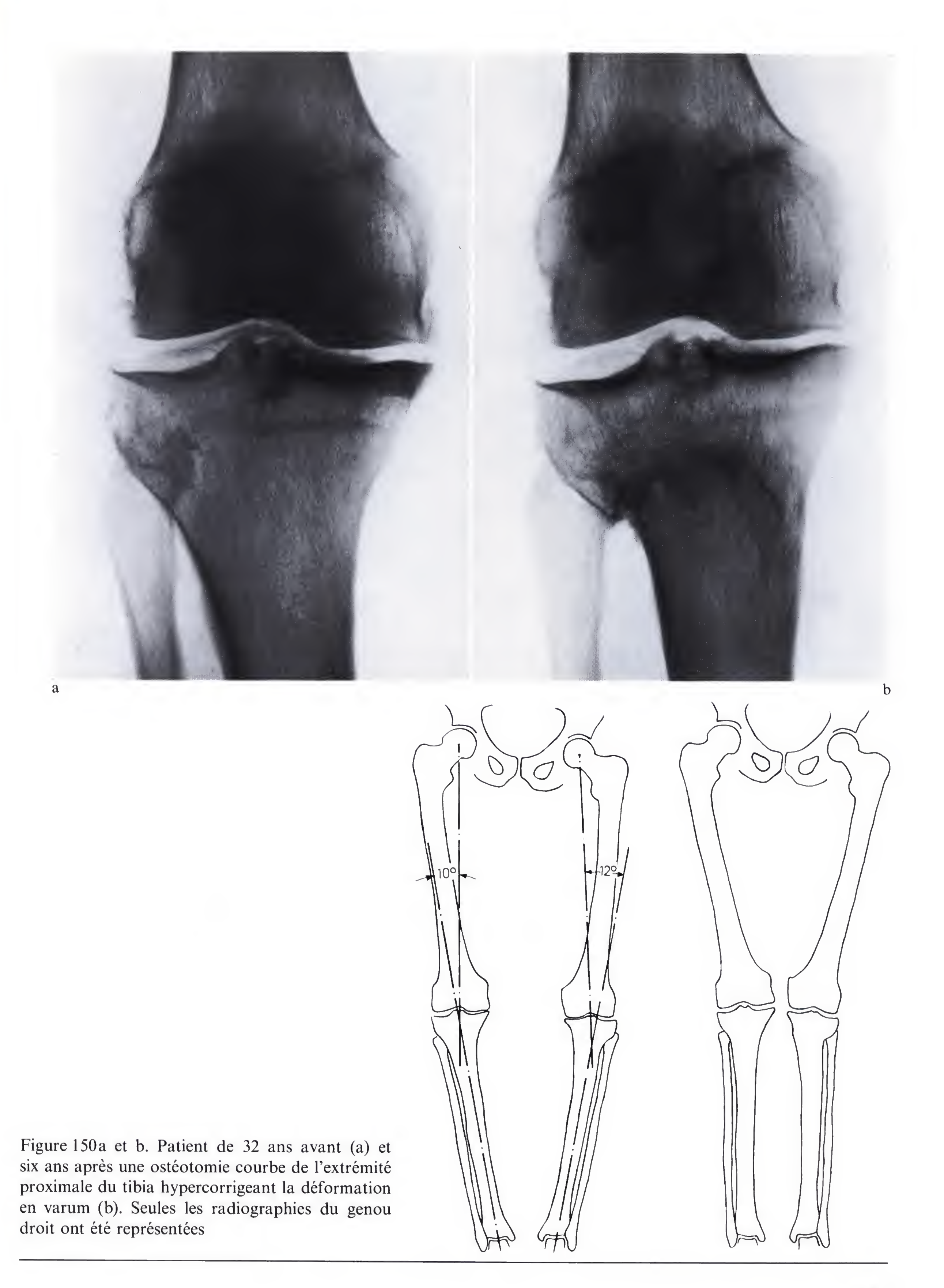


Figure 150a et b. Patient de 32 ans avant (a) et six ans après une ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia hypercorrigeant la déformation en varum (b). Seules les radiographies du genou droit ont été représentées

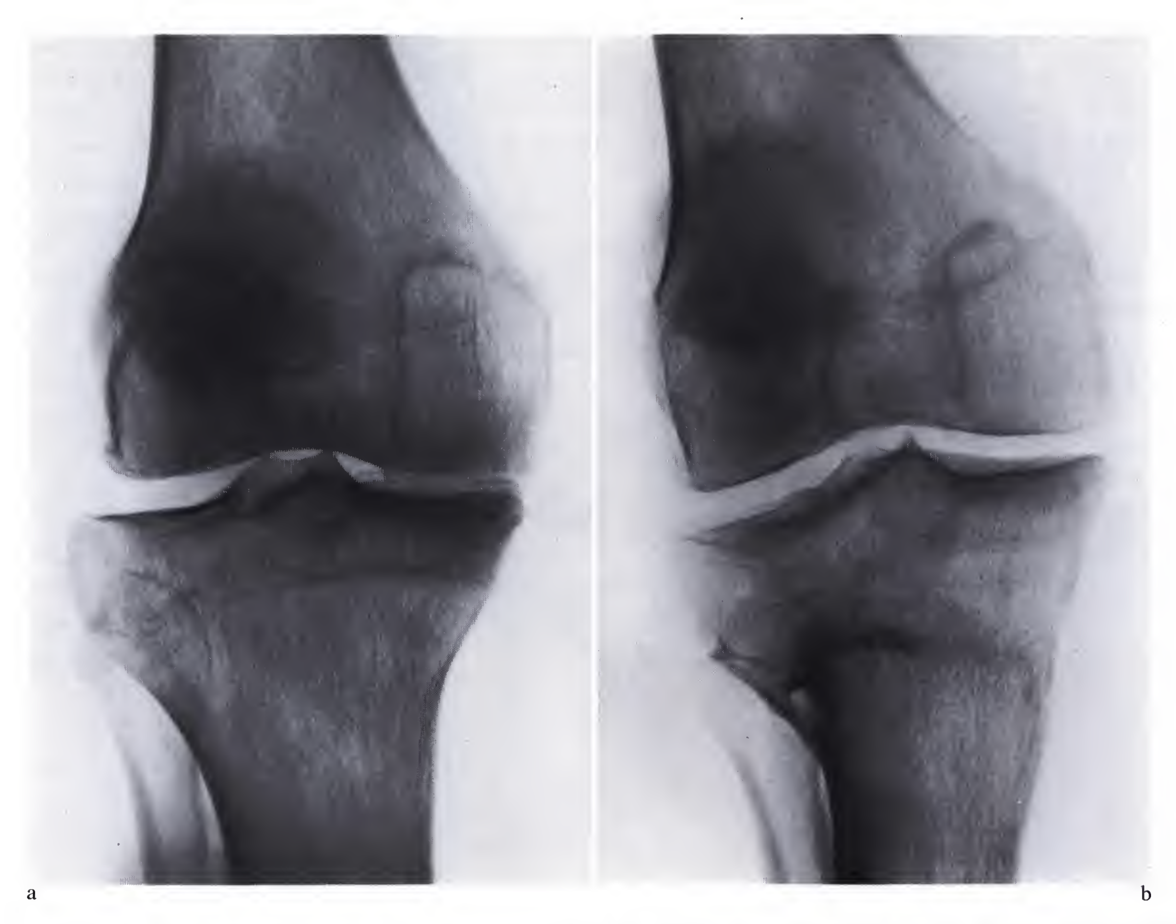


Figure 151a et b. Patient de 55 ans avant (a) et trois ans après une ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia hypercorrigeant discrètement la déformation en varum (b)

Le cas suivant (figure 151) illustre lui aussi la régression d'un triangle dense sous le plateau médial et la redistribution correcte de la pression articulaire après l'opération. Le patient, âgé de 55 ans, avait subi l'excision du ménisque interne trois ans auparavant. Un triangle dense traduit la concentration de la pression articulaire sous le plateau tibial médial (figure 151a). Trois ans après qu'une ostéotomie courbe de l'extrémité supérieure du tibia ait discrètement hypercorrigé la déformation, le genou reste indolore, l'amplitude des mouvements est complète, le patient a repris le travail habituel depuis longtemps. Le plateau médial est maintenant souligné par une densité sous-chondrale en cupule aplatie, symétrique par rapport à celle qui souligne le plateau latéral (figure 151b). La pression est à nouveau distribuée également sur de larges surfaces portantes.

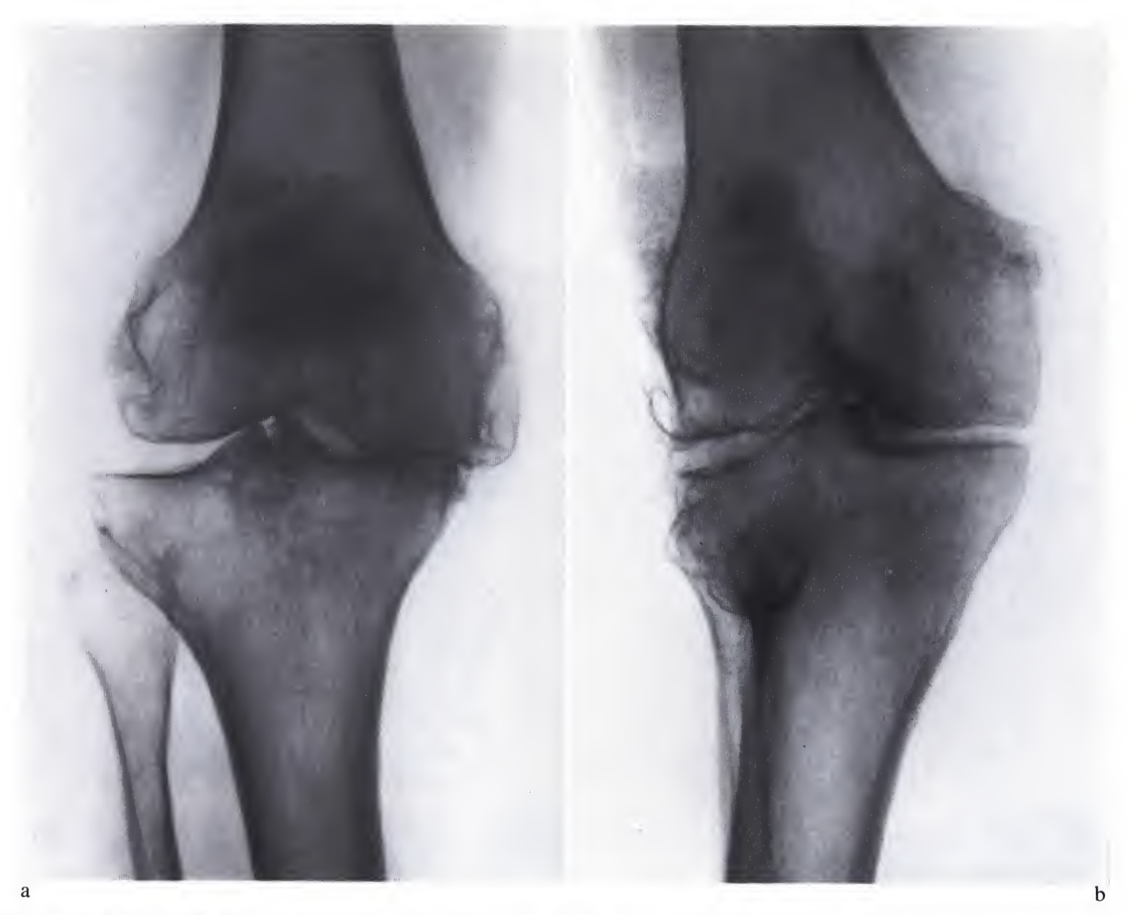


Figure 152a et b. Patiente de 65 ans avant (a) et quatre ans après une ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia hypercorrigeant la déformation en varum (b)

Un autre exemple est fourni par une patiente de 65 ans (figure 152). Les douleurs étaient permanentes en position debout et à la marche. La déformation en varum atteignait 22°. Il existait une laxité latérale de l'articulation. L'image radiographique montrait une accentuation triangulaire de la trame osseuse sous le plateau tibial médial. L'interligne médial était pincé (figure 152a). Quatre ans après une ostéotomie tibiale supérieure valgisante de 25°, les douleurs ont disparu, les mouvements sont complets, le genou est stable. La patiente mène une vie normale, active. La radiographie prise en charge montre une égalisation de la densité osseuse sous les plateaux médial et latéral du tibia, traduisant la distribution régulière des contraintes de compression. Un interligne médial est réapparu. Le genou gauche a été opéré $2^1/_2$ ans après le droit avec le même bon résultat.

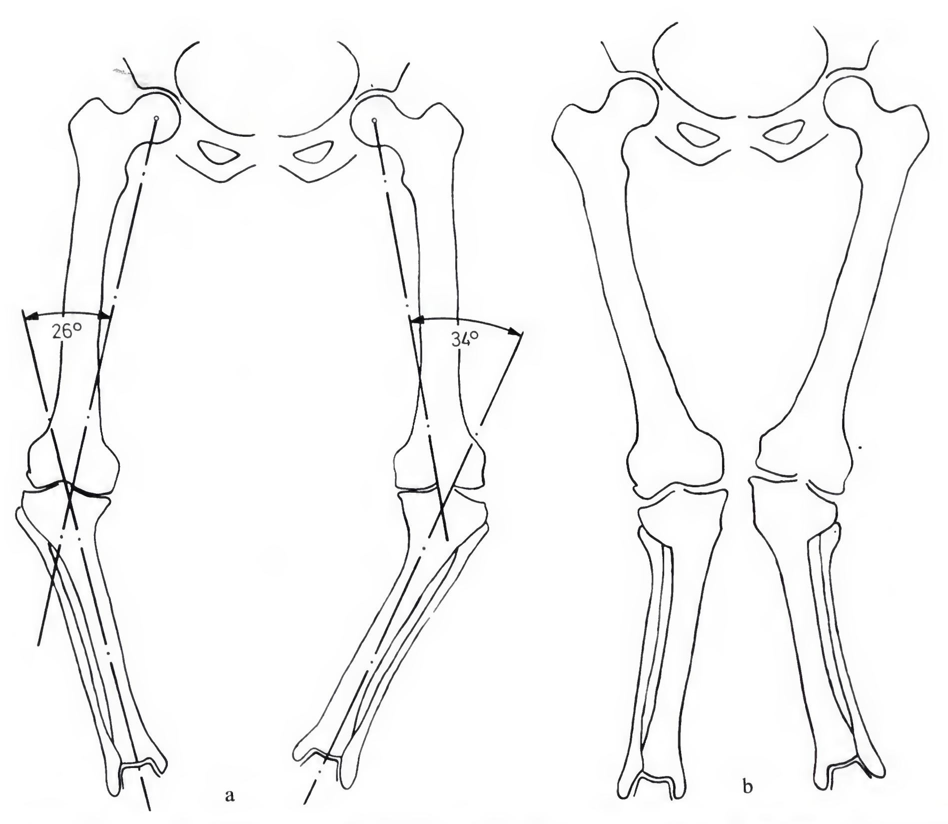


Figure 153a et b. Patiente de 65 ans avant (a) et cinq ans après le traitement chirurgical (b). Voir figures 154 et 155

Dans certains cas, l'angulation à corriger est très prononcée. La patiente de 65 ans (figures 153 à 155), obèse, souffrait jour et nuit des deux genoux. Ceux-ci étaient déviés en varum: 15 cm entre eux lorsque les malléoles se touchaient (figure 153a). Il existait une laxité latérale. La radiographie montrait une gonarthrose bilatérale avec pincement des interlignes médiaux et aplatissement des plateaux tibiaux médiaux soulignés d'une trabéculation plus marquée (figures 154a et 155a). Une ostéotomie tibiale supérieure de valgisation de 34° a été réalisée à gauche, dix mois plus tard une ostéotomie de 30° à droite. La déformation a été fortement hypercorrigée (figure 153b). Les douleurs ont immédiatement disparu. Cinq ans plus tard, la patiente marche chaque jour 2 à 3 km d'une traite. L'image radiographique prise en charge montre la régression des signes d'arthrose et un large interligne médial aux deux genoux (figures 154b et 155b). Sur les clichés de profil, le triangle dense qui existait sous la partie postérieure des plateaux tibiaux (figures 154a et 155a) est remplacé par une cupule dense aplatie sous l'ensemble des plateaux (figures 154b et 155b).

Figure 154a et b. Patiente de 65 ans, genou gauche, avant (a) et six ans après une ostéotomie courbe de l'extrémité supérieure du tibia hypercorrigeant la déformation en varum (b). Voir figure 153 ▶

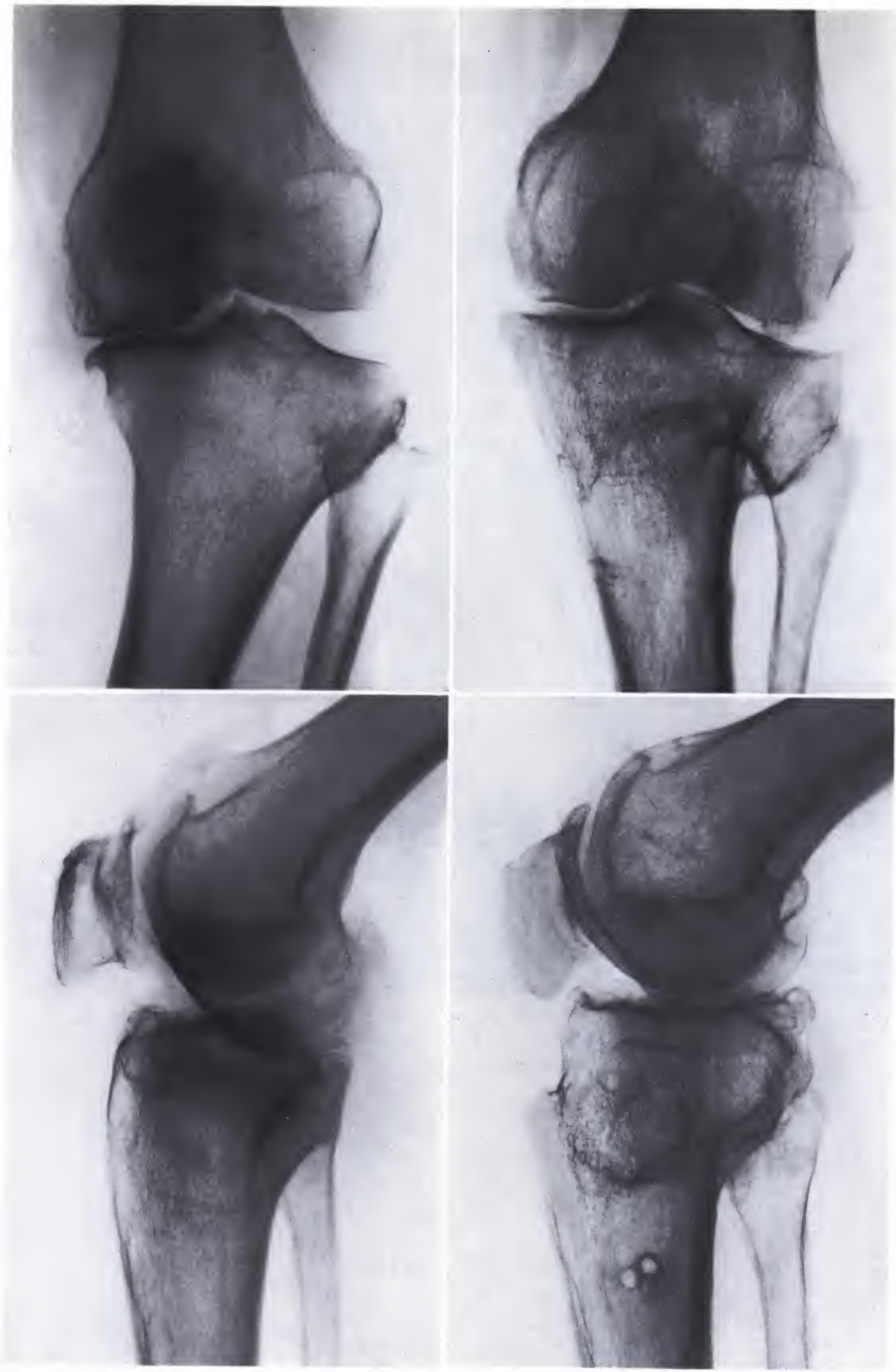


Figure 154a

Figure 154b

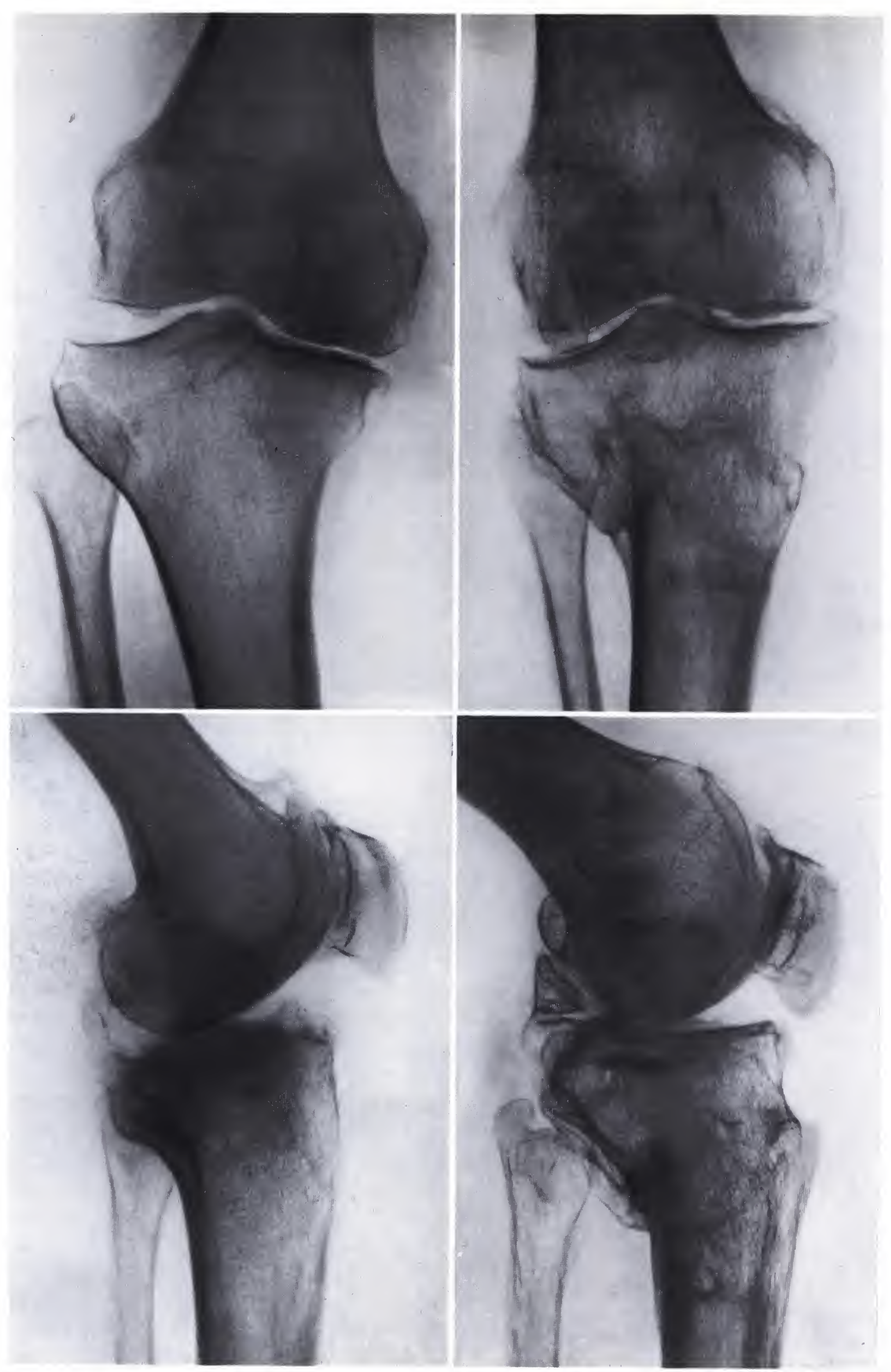


Figure 155a

Figure 155b

Une patiente de 69 ans (figure 156a) avait développé une gonarthrose bilatérale en varum, conséquence de la déformation rachitique de ses membres inférieurs. Avant l'intervention, les genoux étaient écartés de 18 cm en station debout. La marche était pénible et disgracieuse. Un triangle dense soulignait les plateaux tibiaux médiaux (figure 156b). Il traduisait l'augmentation de pression à ce niveau. Sur les clichés de profil, il apparaissait sous la partie postérieure des plateaux (figure 156b). Sept ans après une ostéotomie valgisante bilatérale combinée à l'avancement du tendon rotulien, les triangles denses ont disparu, les travées spongieuses se sont accentuées sous les plateaux tibiaux latéraux (figure 156c). Les interventions chirurgicales ont réduit la pression articulaire en diminuant la charge et en la distribuant sur de plus grandes surfaces portantes. Le résultat clinique est excellent (figure 156d) des points de vue douleur, fonction et aspect. La laxité ligamentaire préopératoire a complètement disparu. Les genoux sont devenus stables.

Figure 156a

Figure 156d

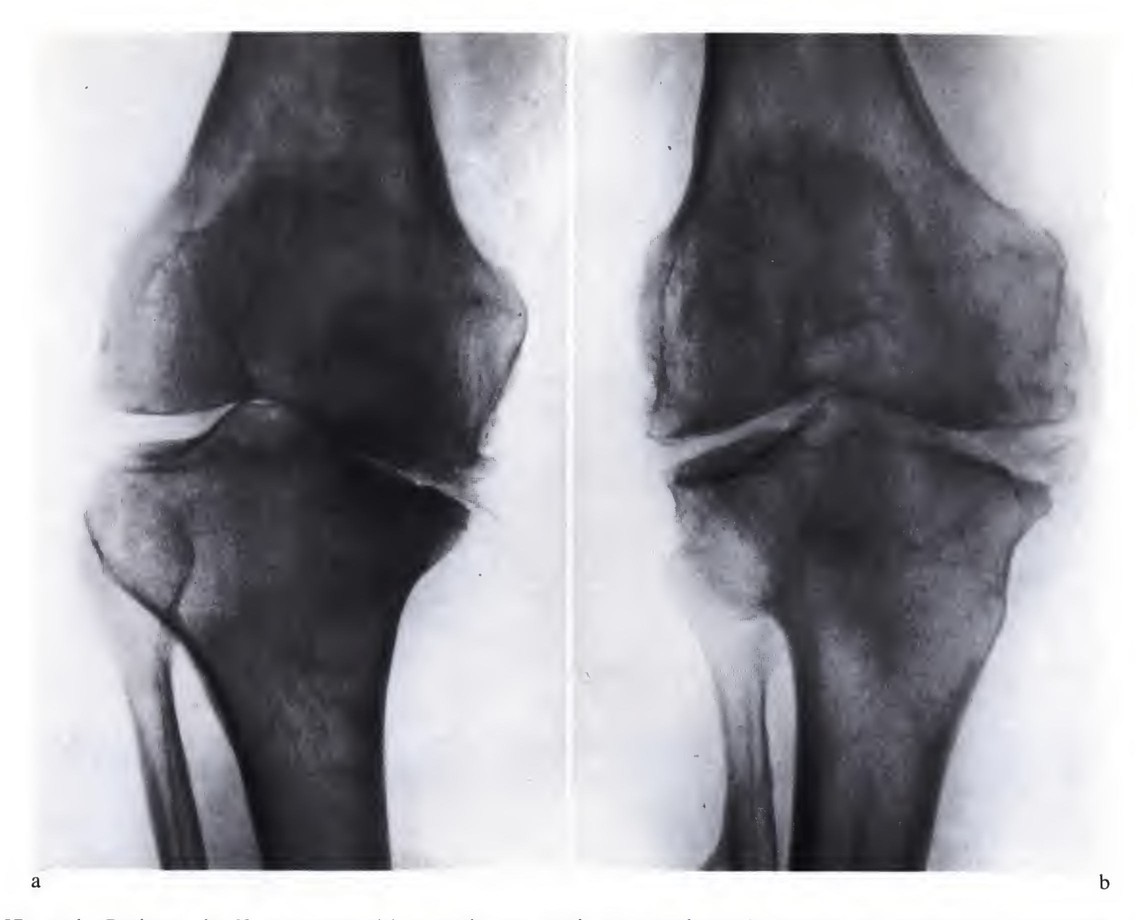
Figure 156a–d. Patiente de 69 ans, avant (a) et sept ans après une ostéotomie courbe bilatérale de l'extrémité supérieure du tibia et un avancement du tendon rotulien (d). Radiographie de face en position debout et radiographie de profil avant (b) et après les opérations (c)

◄ Figure 155. Patiente de 66 ans, genou droit, avant (a) et cinq ans après une ostéotomie courbe de l'extrémité supérieure du tibia hypercorrigeant la déformation en varum (b). Voir Figure 153

Figure 156 b

Figure 156c

Une déformation sévère par destruction du plateau tibial médial ne constitue pas nécessairement une contre-indication à l'intervention. Cette patiente de 62 ans était très handicapée par son genou droit, continuellement douloureux. L'examen radiographique montrait un plateau tibial médial complètement déformé, fortement incliné en dedans et souligné par un triangle dense. L'interligne articulaire avait disparu (figure 157a). La patiente subit une ostéotomie tibiale supérieure d'hypercorrection (25°). Six ans plus tard, elle ne souffre plus, mobilise son genou et a repris une vie active. L'image radiographique de l'articulation en charge montre un interligne articulaire et la disparition du triangle dense (figure 157b).



a b

Figure 157a et b. Patiente de 62 ans avant (a) et trois ans après une ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia hypercorrigeant la déformation en varum (b)

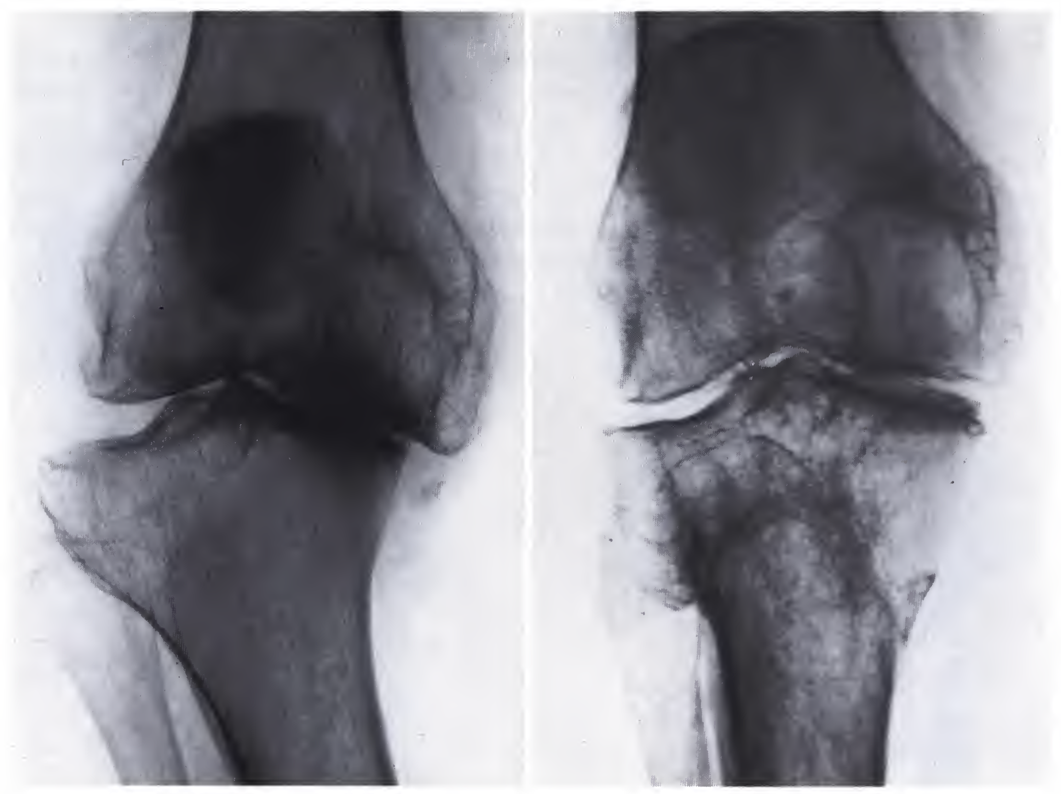


Figure 158a   Figure 158c

Figure 158a–e. Patiente de 75 ans présentant des genoux instables en varum. (a et d). Dessin préopératoire pour le genou droit (b). Six ans après une ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia droit hypercorrigeant la déformation en varum (c). L'autre genou avant (d) et cinq ans après l'opération (e)

Même des genoux subluxés peuvent guérir si la déformation est suffisamment hypercorrigée. Les ligaments se retendent spontanément lorsque la situation mécanique est chirurgicalement améliorée.

Cette patiente de 75 ans (figure 158a et d) souffrait d'une gonarthrose bilatérale en varum très invalidante avec subluxation des genoux, instables par laxité ligamentaire. Elle subit une ostéotomie tibiale supérieure hypercorrigeant la déformation, combinée à un avancement du tendon rotulien (figure 158b). Agée de 81 ans lorsque nous la revoyons, elle marche sans douleur. Ses genoux sont redevenus stables. Il n'y a plus de laxité: les ligaments, normalement sollicités, se sont spontanément retendus. Un interligne médial est réapparu. L'image dense soulignant les plateaux tibiaux médiaux et la condensation dans les condyles fémoraux correspondants ont régressé. L'image radiographique traduit une distribution convenable des contraintes de compression articulaires (figure 158c et e).

Figure 158 b

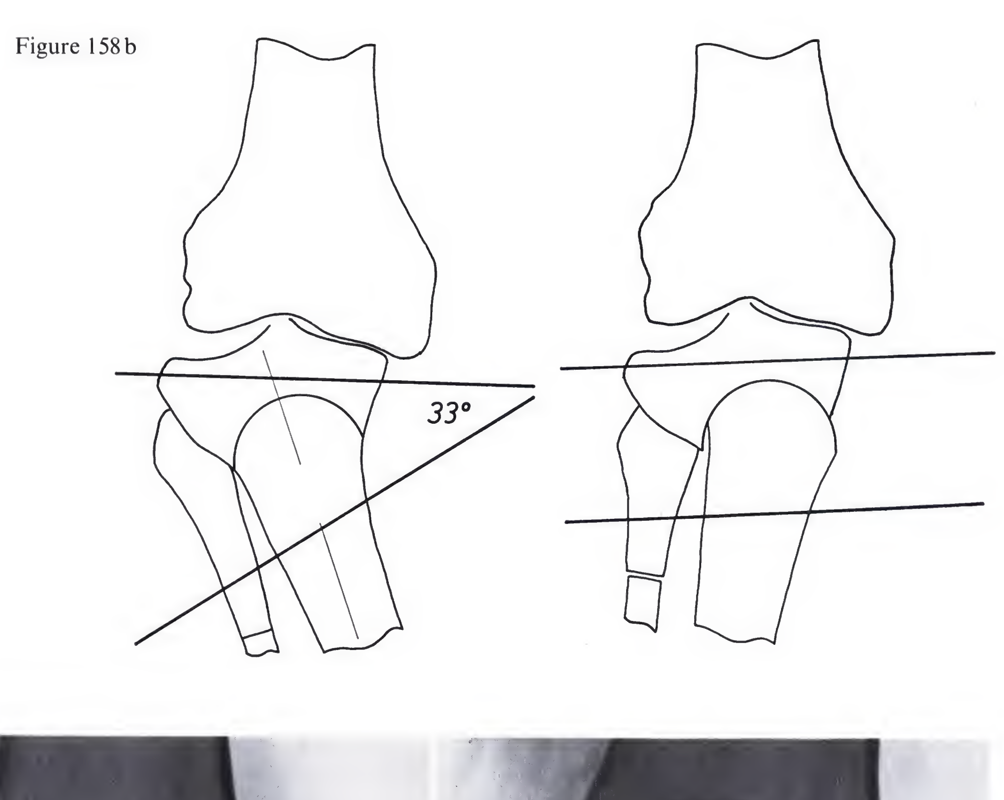


Figure 158 d

Figure 158 e

On peut conclure des résultats obtenus chez ces personnes âgées que les possibilités de régénération tissulaire persistent jusqu'à l'extrême vieillesse. L'âge n'est donc pas une contre-indication à ces interventions chirurgicales. En voici un dernier exemple: une patiente de 80 ans souffrait jour et nuit de sa gonarthrose en varum (déformation de 12°). Elle ne se déplaçait qu'avec difficulté. L'image radiographique montrait un pincement de l'interligne médial souligné d'un triangle dense (figure 159a). Trois ans après une ostéotomie tibiale supérieure valgisante de 15°, les douleurs ont complètement disparu. La patiente vaque à ses occupations, mène une vie relativement active, monte et descend les escaliers et se promène chaque jour. Le cliché radiographique en charge montre la réapparition d'un interligne et la régression des signes d'arthrose (figure 159b).

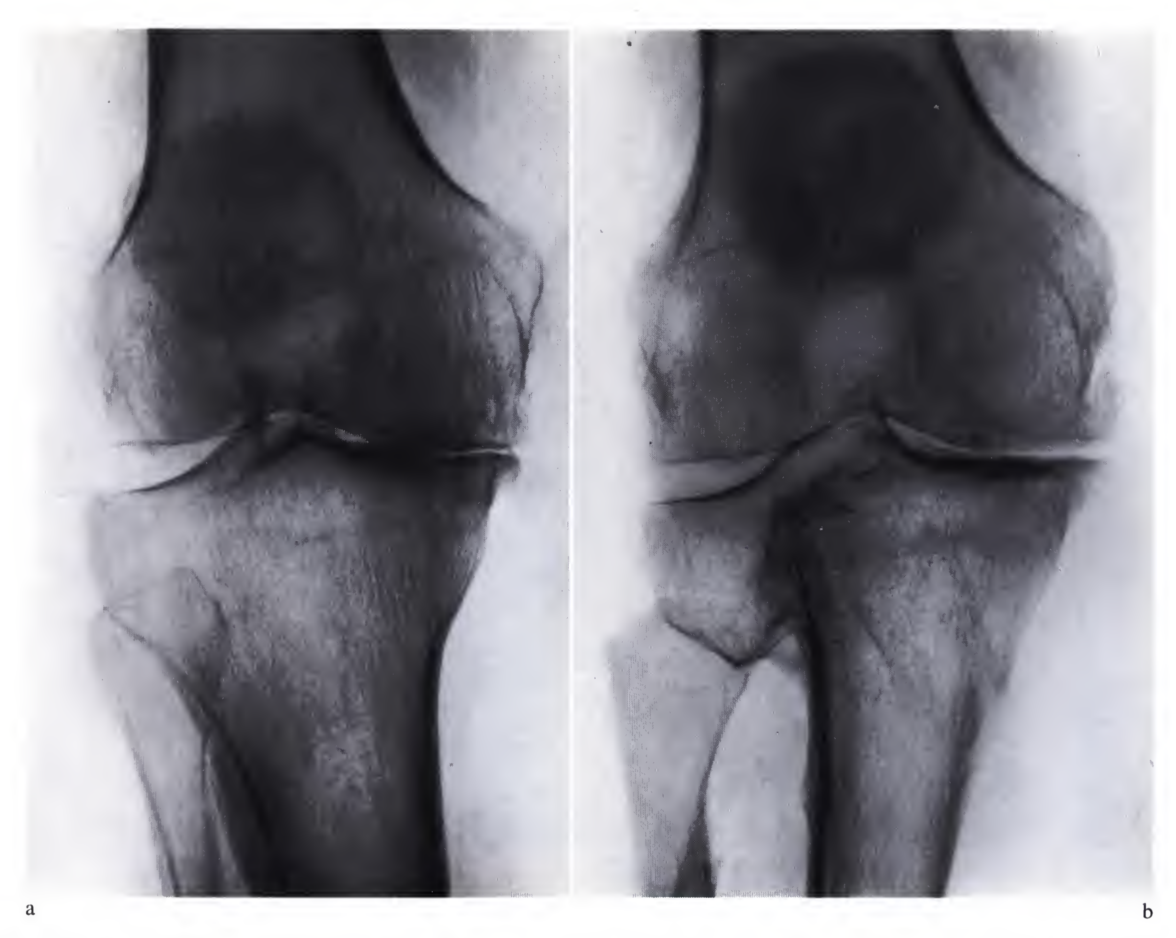


Figure 159a et b. Patiente de 80 ans avant (a) et trois ans après hypercorrection d'une gonarthrose en varum (b). Redistribution des contraintes dans l'articulation

Figure 160b

Figure 160a

Figure 160. (a) Patiente de 14 ans souffrant de polyarthrite chronique évolutive et présentant une luxation de la rotule. (b) Quatre ans après une transplantation médiale de la tubérosité tibiale et une synovectomie. (c) Hypercorrection (19°) de la déformation en varum combinée à une dérotation du squelette jambier (50°). Au-dessus: vue de face. En dessous: coupe transversale. (d) Deux ans après la seconde opération

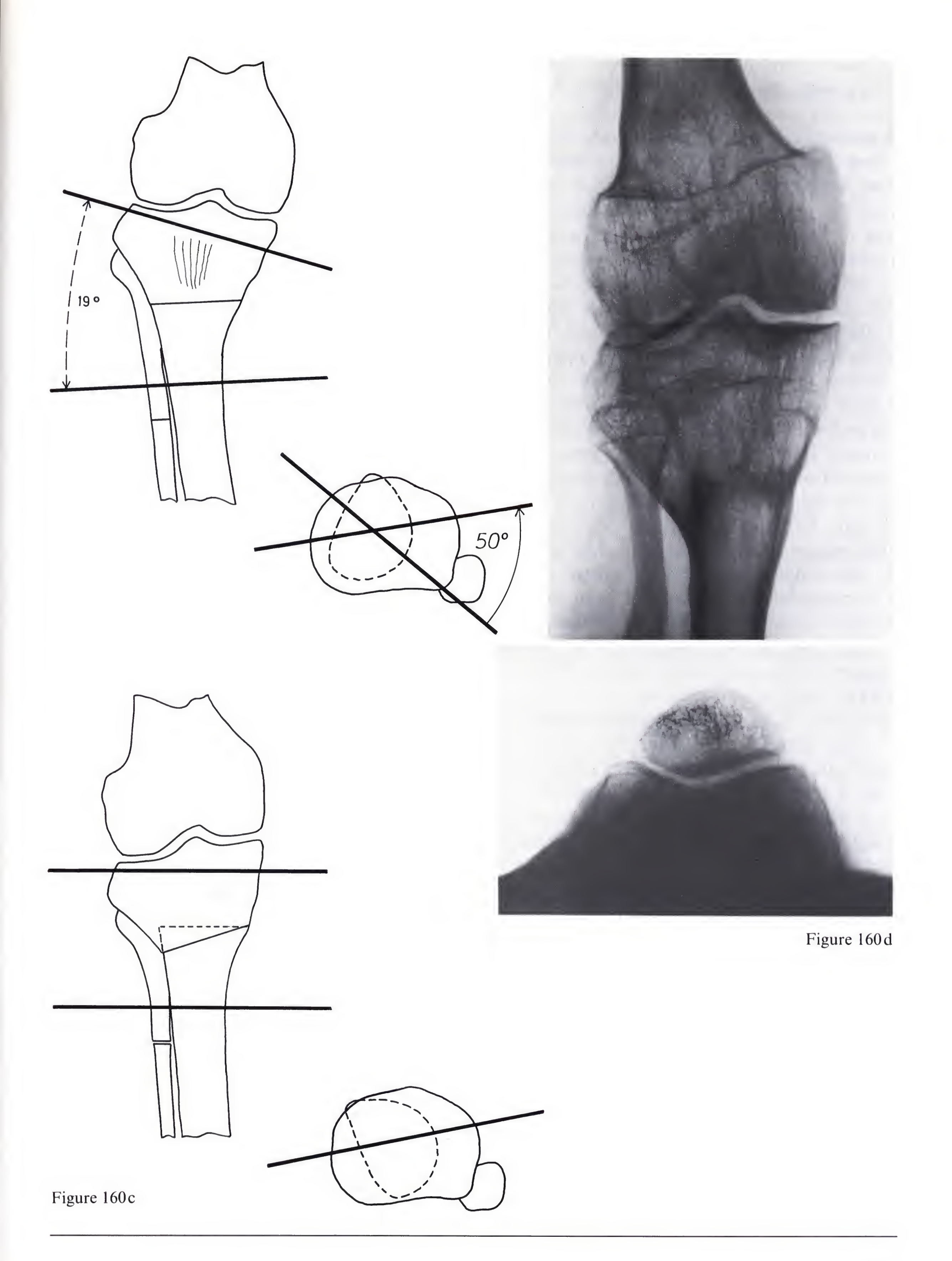


Figure 160d

Figure 160c

γ) Cas exigeant une dérotation du squelette jambier

A cause de la courbure des surfaces de l'ostéotomie, l'opération décrite au chapitre précédent ne permet pas la dérotation du squelette jambier. Celle-ci peut devenir nécessaire lorsque la cheville et l'extrémité inférieure de la jambe se sont développées en rotation externe ou interne par rapport au genou. Dans de tels cas, exceptionnels il est vrai, la technique opératoire doit être quelque peu différente. Nous la décrirons en exposant une observation clinique. Il s'agissait d'une jeune fille de 14 ans (figure 160a) souffrant de polyarthrite chronique évolutive et d'une luxation latérale des rotules. Elle subit aux deux genoux une synovectomie et une transplantation de l'insertion du tendon rotulien à la face antéro-médiale du tibia. La luxation des rotules fut ainsi corrigée. Quatre ans plus tard, la vitesse de sédimentation était pratiquement revenue à la normale. Un des genoux était dévié en varum ($\alpha = 17°$) (figure 160b) et la cheville sous-jacente était en rotation externe de 80° par rapport au genou (normalement 30°, d'après Fick). Les travées osseuses étaient plus prononcées sous le plateau tibial médial.

Une nouvelle opération fut réalisée (figure 160c). Un fragment du tiers supérieur du péroné fut d'abord réséqué. La peau fut ensuite incisée sur une longueur de 6 cm, en dessous de la tubérosité tibiale. Une broche de Steinmann fut introduite sous les plateaux tibiaux et une autre dans la diaphyse tibiale, formant entre elles un angle de 19° ouvert en dehors. Projetées dans un plan perpendiculaire à l'axe longitudinal de l'os, elles réalisaient un angle de 50° (figure 160c). La surface postérieure du tibia fut dégagée à la rugine, à hauteur de l'ostéotomie. La rugine fut laissée en place pour protéger le tronc tibio-péronier. L'os fut sectionné transversalement au-delà de l'insertion du tendon rotulien, à la scie oscillante et à la lame-burin. Les fragments furent mobilisés et l'inférieur impacté dans le supérieur jusqu'à ce que les broches soient parallèles dans tous les plans. Celles-ci furent alors fixées par un cadre de Charnley. On obtint ainsi une correction du varum et une dérotation sans translation interne additionnelle et indésirable de l'insertion du tendon rotulien.

Deux mois plus tard, les broches de Steinmann furent retirées. La correction est actuellement obtenue avec un excellent résultat fonctionnel. Les radiographies prises deux ans après la dernière opération indiquent une distribution égale des contraintes de compression articulaires (figure 160d).

2. *Gonarthrose en valgum*

a) Opportunité d'une hypercorrection et indication du type d'ostéotomie

L'arthrose prédominant dans la partie latérale du genou avec triangle dense sous le plateau tibial externe traduit un déplacement de la charge *R* en dehors. Elle s'accompagne habituellement d'une déviation en valgum. Elle est souvent plus invalidante que la gonarthrose en varum.

Dans la gonarthrose en valgum, les interventions chirurgicales doivent ramener la charge *R* au centre de gravité des surfaces portantes en corrigeant la déviation. D'après la plupart des auteurs (Herbert et al., 1967), il faut éviter de créer un varum du genou qui allongerait le bras de levier *a* de la force *P*. Lorsque la gonarthrose s'est développée secondairement sur une déformation en valgum préexistante, une correction exacte de la déviation devrait en effet suffire.

Dans la plupart des cas cependant, la gonarthrose en valgum ne peut s'expliquer que par une augmentation de la puissance du hauban musculaire latéral *L*, due aux conditions d'équilibre de la hanche (voir pages 24 et 78). Dans ces cas, une hypercorrection est indispensable. Une correction exacte de la déviation restituerait la situation mécanique qui a déclenché l'arthrose, c'est-à-dire une charge déplacée en dehors par un hauban musculaire *L* trop puissant. En principe, il faut donc hypercorriger, c'est-à-dire créer un varum modéré du genou. Ceci s'applique spécialement aux cas ou le condyle latéral, petit et d'aspect dense à la radiographie, s'enfonce dans le plateau tibial creusé en cupule. Dans ces cas, une correction exacte de la déformation peut ne pas déplacer la force de compression *R* vers le condyle médial. Après l'intervention chirurgicale, l'interligne latéral reste alors pincé. Par contre, un bâillement persiste entre le condyle et le plateau tibial médiaux. Seule la partie latérale de l'articulation continue à transmettre la charge *R*. L'opération a aggravé les conditions mécaniques: en éloignant le genou de la ligne d'action de la force *P*, elle a allongé le bras de levier *a* de cette force et augmenté son moment $P \cdot a$ (figure 161). Son bras de levier *b* n'étant pas ou peu modifié, la force *L* doit augmenter pour maintenir l'équilibre. La charge *R* exercée sur le genou est donc accrue alors que les surfaces portantes n'ont pas changé.

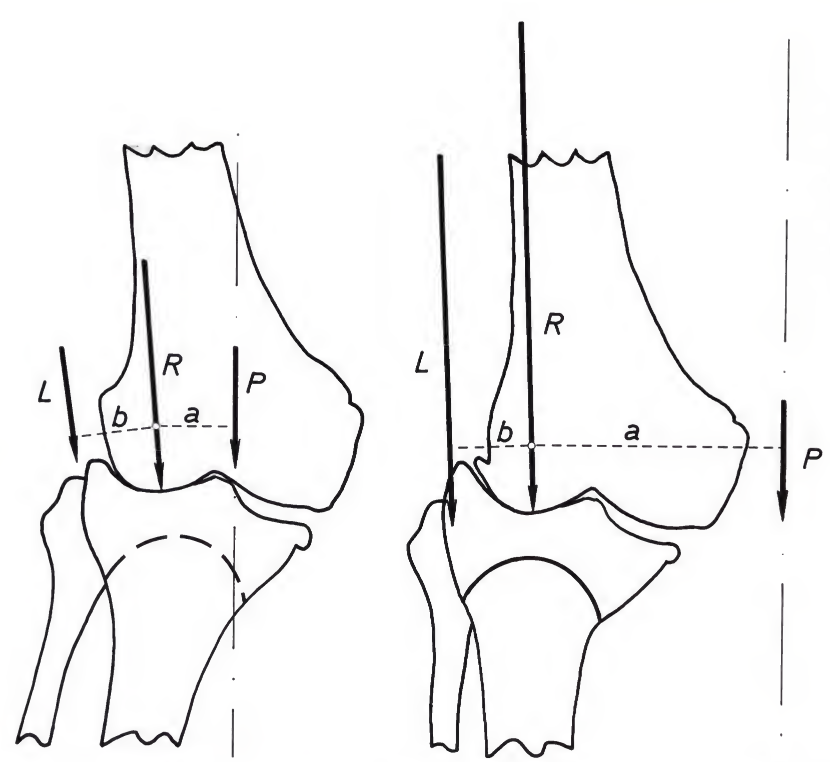
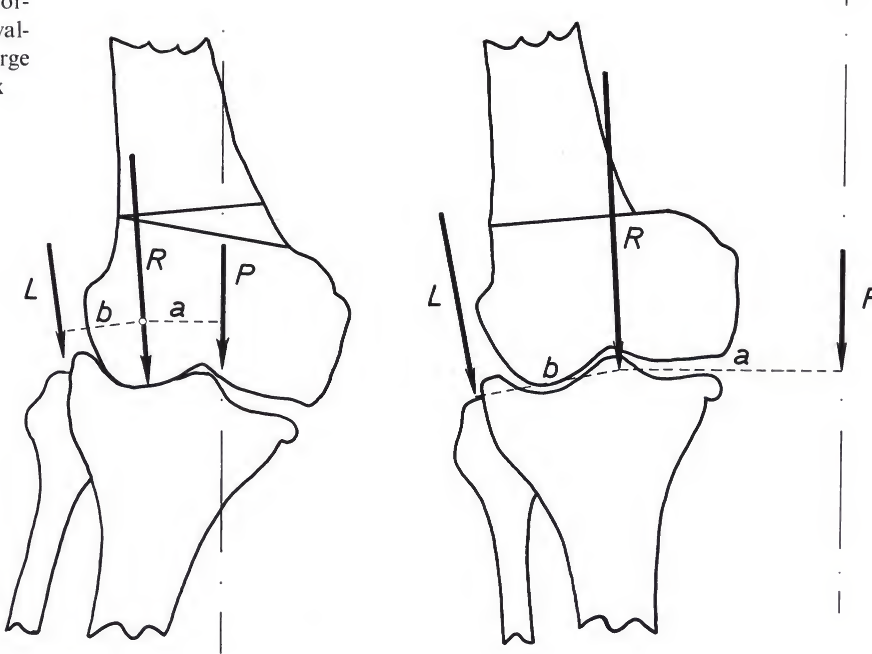


Figure 161. Ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia réalisant une correction exacte d'une déformation en valgum mais insuffisante pour déplacer la ligne d'action de la résultante *R* vers le plateau tibial médial

a b

Figure 162a et b. Patiente de 67 ans (a) ayant subi une correction exacte de la déformation en valgum du genou arthrosique. Un an plus tard la situation de ce genou s'est aggravée (b)

Figure 163. Ostéotomie fémorale distale entraînant une hypercorrection de la déformation en valgum et la distribution de la charge *R* sur les deux plateaux tibiaux



Par ailleurs l'opération entraîne une obliquité des plateaux par rapport à l'axe du tibia. De ce fait, la résultante R agit excentriquement dans la zone médiale du plateau latéral, près des épines tibiales. La surface portante articulaire est donc réduite (voir figure 13b et c, page 21).

Ces faits sont illustrés par l'exemple d'une patiente de 67 ans (figure 162) chez laquelle une ostéotomie tibiale supérieure a exactement corrigé la déviation en valgum. Cependant, seule la partie latérale de l'articulation a continué à transmettre du fémur au tibia une charge par ailleurs augmentée à cause de l'allongement du bras de levier *a* de la force *P*. La radiographie prise $1^1/_2$ an plus tard confirme l'aggravation clinique (figure 162b).

D'autre part, less patients souffrant de gonarthrose latérale présentent souvent un valgum très prononcé. La correction de ce valgum par ostéotomie tibiale supérieure entraîne une telle inclinaison des plateaux que le glissement du fémur en dedans sur le tibia ne semble empêché que par l'appui du condyle latéral sur les épines tibiales. La densité sous-chondrale qui se développe à ce niveau y traduit l'augmentation des contraintes de compression (figures 162 et 167).

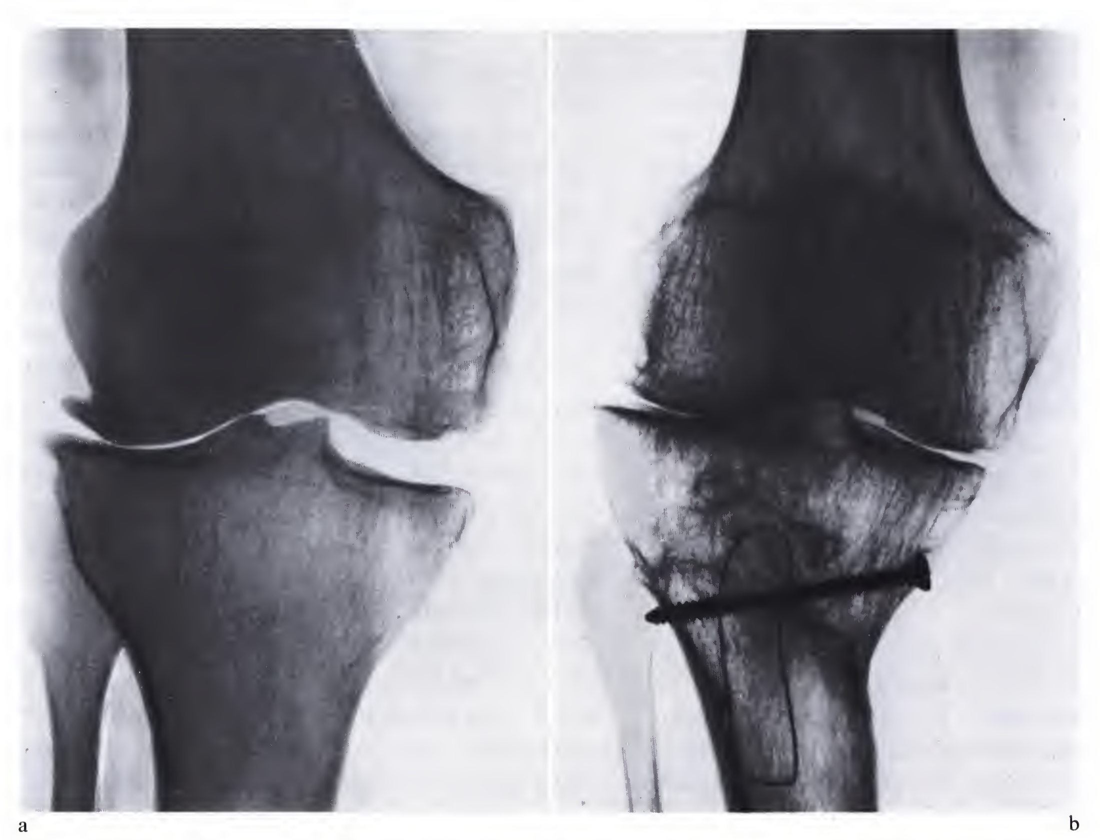
C'est la raison pour laquelle l'ostéotomie fémorale basse est préférable pour le traitement de la plupart des cas de gonarthrose en valgum (figure 163). L'ostéotomie tibiale haute de varisation doit être réservée au valgum peu accentué (moins de 15°) et aux cas où le valgum est dû à une déformation de l'extrémité supérieure du tibia avec condyles fémoraux d'aspect anatomique normal.

Ce préambule montre qu'il est plus difficile de traiter une gonarthrose en valgum qu'une en varum. La correction du varum, même si elle n'est pas complète, raccourcit automatiquement le bras de levier *a* de la force *P*. Elle diminue donc toujours les contraintes de compression articulaires au moins en réduisant la charge et, au mieux, en la répartissant sur de plus grandes surfaces portantes. La correction du valgum est beaucoup plus délicate. Insuffisante, elle aggrave la situation mécanique du genou. Trop importante, elle allonge anormalement le bras de levier *a* de la force *P* et provoque une surcharge de l'articulation.

b) Ostéotomie tibiale supérieure de varisation

α) Anciennes techniques

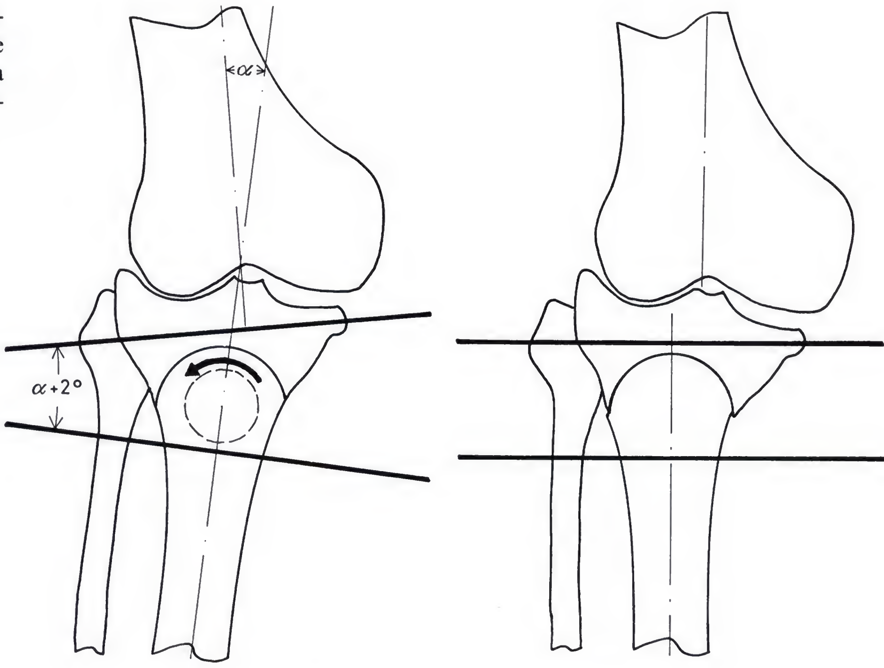
Des techniques similaires ont été décrites pour corriger valgum et varum du genou. Jusqu'en 1968, nous avons utilisé l'ostéotomie tibiale supérieure sus-tubérositaire en chevron et l'ostéotomie cunéiforme sous la tubérosité antérieure. L'une et l'autre encourent les mêmes critiques que pour la correction du varum (voir page 149). Elles permettent difficilement une correction rigoureusement exacte et entraînent une immobilisation en plâtre plus ou moins prolongée, souvent dangereuse chez les patients âgés. Dans notre série, deux morts doivent être imputées au séjour prolongé au lit. Ces anciennes techniques nous ont cependant donné quelques bons résultats quand, par hasard, elles ont entrainé une hypercorrection du valgum qu'à l'époque nous ne souhaitions pas. Ainsi chez cette patiente de 49 ans (figure 164a), porteuse d'une gonarthrose en valgum, le genou était devenu instable (voir page 82). La marche n'était possible qu'avec l'aide de deux cannes. La douleur était permanente, la laxité médiale très prononcée. La radiographie en charge montrait un pincement de l'interligne latéral et un bâillement du médial. Le plateau tibial externe était souligné par un triangle dense. Les travées spongieuses étaient nettement moins accentuées sous le plateau interne, de même que la densité osseuse soulignant celui-ci. La patiente subit une ostéotomie tibiale supérieure de varisation, combinée à l'avancement du tendon rotulien par interposition d'un greffon. Une hypercorrection fut obtenue, qui, à l'époque, n'était pas souhaitée. Dix ans plus tard, les douleurs ont complètement disparu, la fonction est normale. L'articulation est parfaitement stable: les ligaments col-



a b

Figure 164a et b. Patiente de 49 ans avant (a) et dix ans après une ostéotomie tibiale proximale hypercorrigeant la déformation en valgum (b)

Figure 165. Technique opératoire de l'ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia hypercorrigeant la déformation en valgum



latéraux se sont spontanément retendus. Le genou est modérément dévié en varum. L'image radiographique en charge montre un interligne symétrique (figure 164 b). La condensation osseuse a régressé sous le plateau tibial latéral. Les travées spongieuses se sont accentuées sous le plateau médial. La symétrie dans la densité du tissu spongieux traduit une répartition égale des contraintes de compression sur toutes les surfaces portantes de l'articulation.

Actuellement, ce sont l'ostéotomie tibiale supérieure courbe et surtout l'ostéotomie fémorale inférieure de varisation qui sont couramment utilisées.

β) Ostéotomie courbe de l'extrémité supérieure du tibia

Dessin préopératoire. L'angle α mesurant la déviation en dehors du tibia sur le fémur est déterminé sur le cliché du membre inférieur entier ou sur le calque de son squelette (figure 113).

Lorsque le genou est devenu instable (voir page 82), il existe une grande laxité du ligament collatéral. Il faut en tenir compte et ne déterminer l'angle α qu'après avoir supprimé sur le dessin le bâillement anormal entre condyle fémoral et plateau tibial internes.

Les contours du genou à opérer sont tracés sur papier transparent de même que la courbe de l'ostéotomie, comme pour la préparation de l'ostéotomie valgisante (voir page 150). Deux lignes droites portées sur le dessin, de part et d'autre du trait d'ostéotomie, forment un angle $\alpha + 1°$ à 3° ouvert en dedans. La convexité du fragment distal calqué sur une seconde feuille transparente est tournée dans la concavité du fragment supérieur jusqu'à ce que les deux traits droits soient parallèles. Le fragment proximal et le fémur sont alors calqués sur la seconde feuille.

Opération. Pour une correction ne dépassant pas 15°, la section du péroné est superflue. L'opération est conduite de la même façon que la correction d'un genou varum. Les broches de Steinmann sont introduites, formant entre elles un angle de $\alpha + 1°$ à 3° ouvert en dedans. La broche proximale est insérée 1 à 2 cm en avant par rapport à la distale (figure 145). Après l'ostéotomie, elles sont rendues parallèles par rotation des fragments. Le fragment inférieur est déplacé de 1 à 2 cm

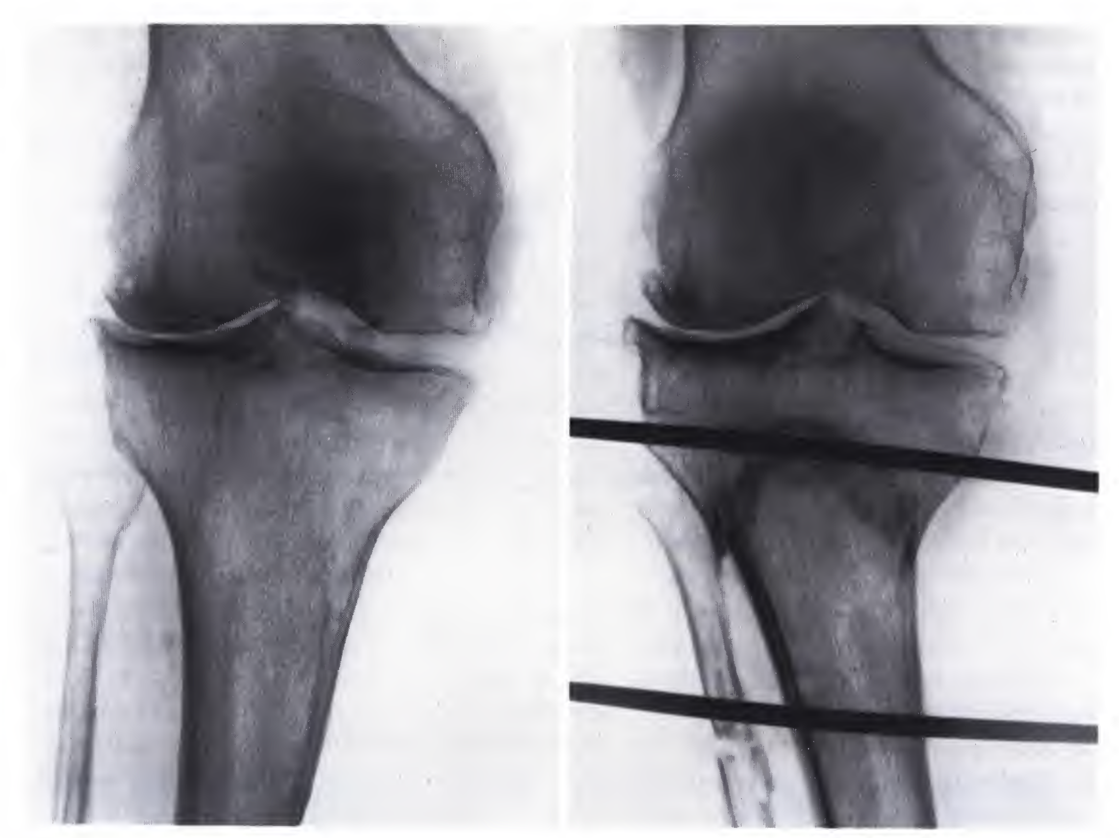


Figure 166a

Figure 166b

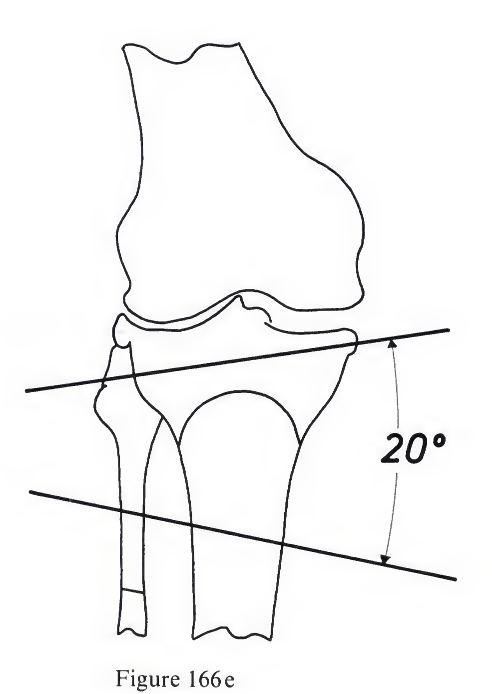
vers l'avant pour allonger le bras de levier du tendon rotulien. Les ligaments collatéraux ne sont ni transplantés ni retendus. Ils se rétractent spontanément lorsque, après l'opération, ils subissent à nouveau une sollicitation physiologique.

Commentaire et résultats. Simple, l'ostéotomie tibiale supérieure de varisation donne de bons résultats si elle hypercorrige suffisamment le valgum et répartit ainsi la charge sur les deux plateaux tibiaux.

Ainsi cette patiente de 75 ans (figure 166a) présentait une déviation en valgum de 19°, 7 cm entre les malléoles lorsque les genoux étaient en contact. Le genou dévié était douloureux. La radiographie montrait un pincement de l'interligne latéral et une condensation de l'os sous le plateau tibial correspondant. Une ostéotomie tibiale de varisation fut réalisée (figure 166b). Quatre ans plus tard, les douleurs ont disparu, les mouvements sont complets. La radiographie prise en charge montre que la condensation sous le plateau tibial latéral a régressé. Les trabécules spongieuses se sont accentuées sous le plateau médial. L'image traduit la répartition à peu près égale de la pression sur les plus grandes surfaces portantes possibles (figure 166c). La déformation est discrètement hypercorrigée (figure 166d).

Figure 166c

Figure 166d



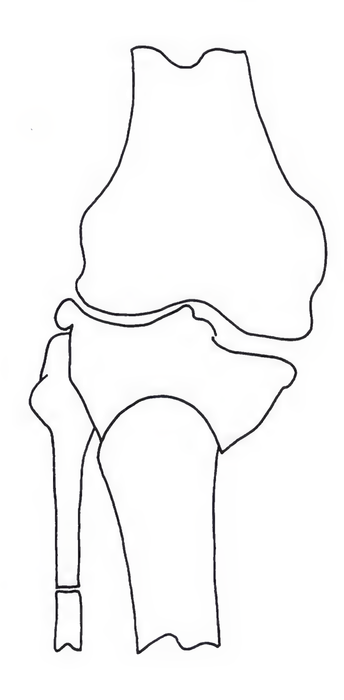


Figure 166e

Figure 166a–e. Patiente de 75 ans avant (a), immédiatement après une ostéotomie courbe de l'extrémité proximale du tibia (b) et quatre ans plus tard (c). La déformation en valgum est discrètement hypercorrigée (d). Dessin préopératoire (e)

Figure 167a

Figure 167d

Figure 167a–d. Patiente de 75 ans (a) souffrant d'une gonarthrose bilatérale avec déformation en valgum très prononcée (b) et genoux instables. Le genou droit se trouve à gauche et le genou gauche à droite (a et b). Trois ans après une ostéotomie bilatérale d'hypercorrection, la radiographie (c) et l'état clinique (d) se sont améliorés

L'ostéotomie supérieure de varisation est donc réservée en principe à la correction de déviations peu importantes (inférieures à 15°) dues à une déformation des plateaux tibiaux. Exceptionnellement toutefois, dans des cas extrêmes, elle a permis d'éviter une ostéotomie fémorale inférieure qui, avant que nous n'en simplifiions la technique, constituait une opération plus lourde à supporter.

Ainsi la patiente de 75 ans représentée par la figure 167a ne pouvait plus marcher ni même rester debout sans s'appuyer lourdement sur deux cannes-béquilles. Ses genoux étaient instables en valgum. En station debout, ses membres inférieurs se croisaient, formant deux X superposés, le genou droit passant à gauche et le gauche à droite. Le condyle fémoral latéral de chaque genou était enfoncé dans le plateau tibial correspondant (figure 167b). Les travées sous le plateau tibial interne étaient à peine visibles. Le bâillement médial confirmait la laxité considérable observée cliniquement. Malgré l'état général précaire, une ostéotomie tibiale supérieure varisante fut réalisée successivement à droite puis à gauche à 5 mois d'intervalle. Trois ans après la double ostéotomie tibiale supérieure de varisation, la patiente marche en s'aidant d'une petite canne. Elle peut se tenir debout sans l'aide de celle-ci. Les mouvements sont satisfaisants (genou droit 5°–120°; genou gauche 5° hyperextension à 135° flexion). La douleur a nettement diminué. Les deux genoux sont stables: il n'y a plus de laxité médiale. Les radiographies montrent la régression de la densité osseuse sous les plateaux latéraux et l'accentuation de la trame spongieuse sous les plateaux médiaux (figure 167c). La persistance d'une certaine douleur s'explique par l'excès de pression entre les condyles fémoraux et les épines tibiales.

Figure 167b

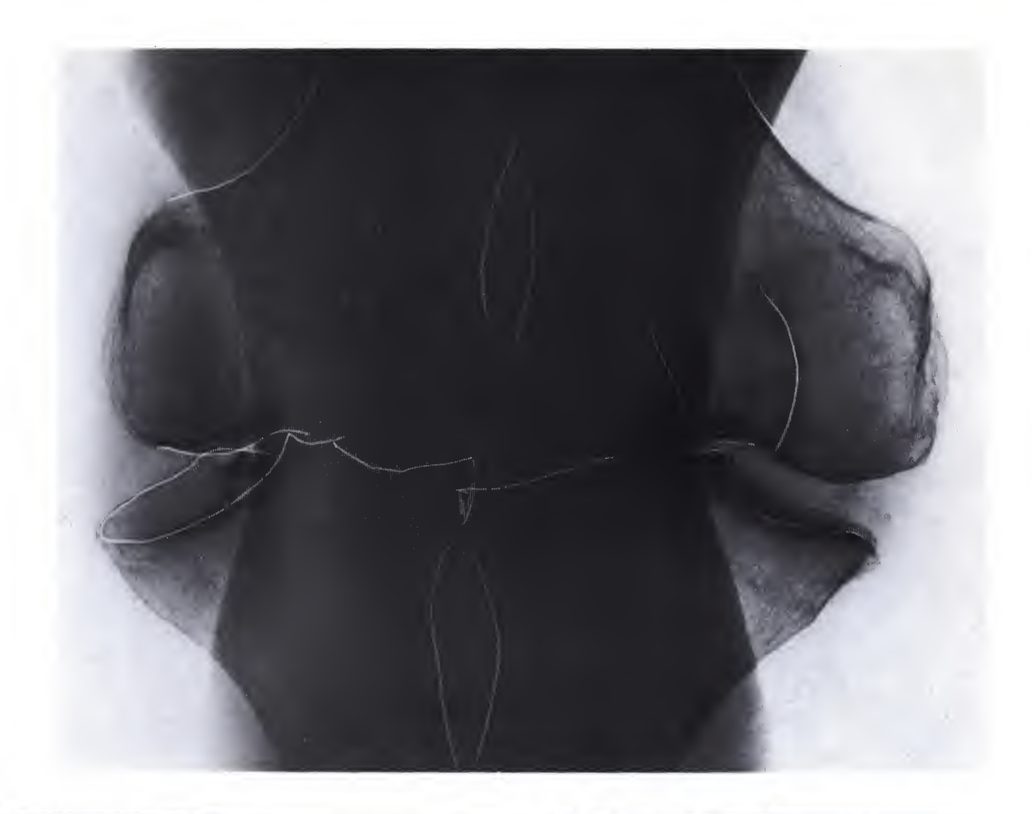


Figure 167c

Figure 168a Figure 168e

Figure 168. (a) Patiente de 69 ans après une hypercorrection exagérée d'un genou varum. (b) La déformation en valgum créée chirurgicalement. (c) Dessin avant la réopération. (d) Le membre après la réopération. (e) Deux ans après l'opération

Un genou valgum provenant de l'hypercorrection exagérée d'une déformation en varum constitue une bonne indication pour l'ostéotomie tibiale supérieure de varisation. Le genou de la patiente de 69 ans (figure 168a) présentait une gonarthrose en varum. L'opération réalisée ailleurs provoqua une déformation en valgum atteignant 23° (figure 168b). Un an plus tard, la douleur était telle que la patiente demandait à être réopérée. Une ostéotomie tibiale supérieure fut d'abord graphiquement préparée pour diminuer de 21° la déformation (figure 168c). Elle fut réalisée, laissant persister un léger valgum (2°) (figure 168d). Deux ans après la réopération, le genou est indolore et un interligne articulaire est réapparu (figure 168e).

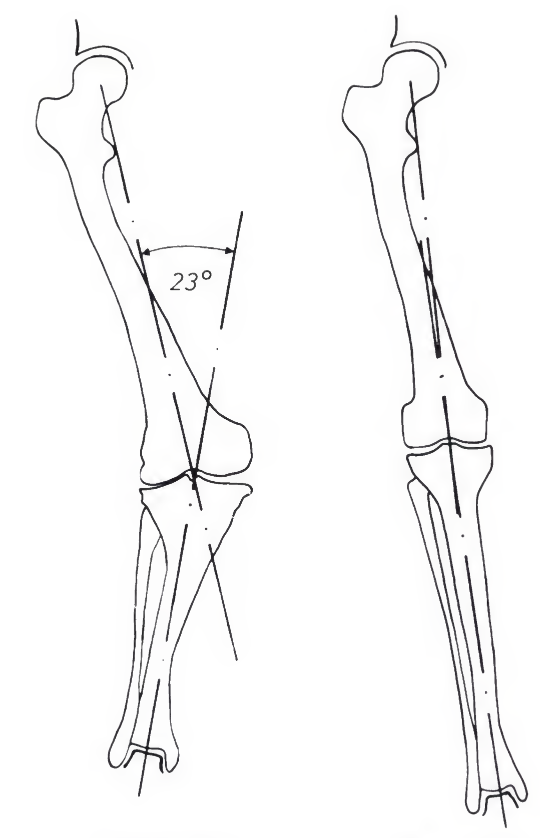


Figure 168b

Figure 168d

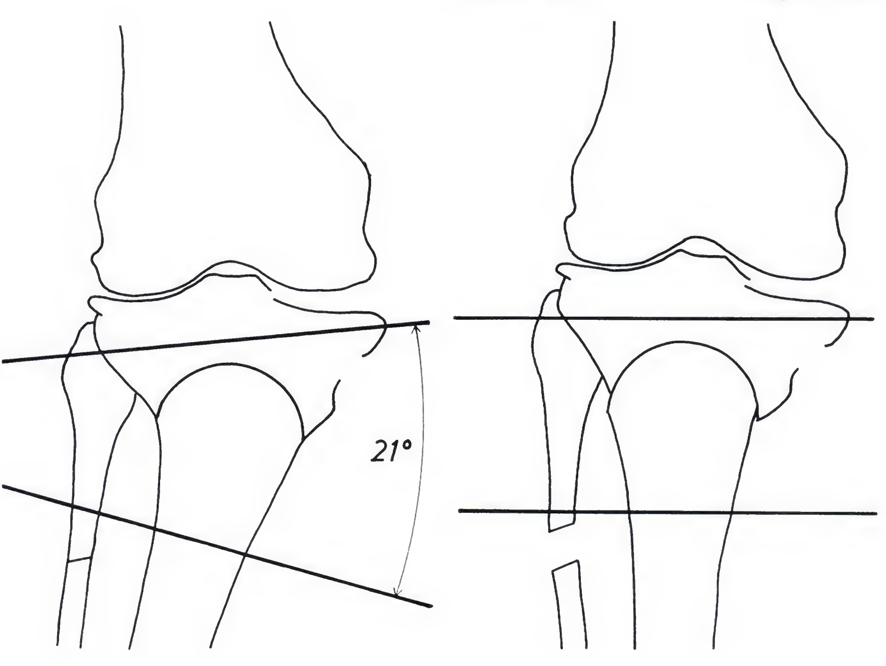


Figure 168c

c) Ostéotomie de l'extrémité inférieure du fémur

α) Anciennes techniques

Antérieurement, après une ostéotomie à travers la métaphyse distale du fémur, nous avons fixé les fragments par deux broches de Steinmann et deux coapteurs de Charnley. Dans tous les cas, le fragment inférieur bascula en avant après quelques jours. Chez quelques patients, nous avons immobilisé le membre inférieur en plâtre après l'ostéotomie, sans autre fixation. La précision de la méthode laissait beaucoup à désirer. Nous avons aussi utilisé quatre broches de Steinmann et quatre coapteurs de Charnley placés dans des plans frontaux différents. La technique permet une grande précision mais le montage n'est pas facile du fait de l'encombrement des quatre coapteurs. Nous avons alors fixé les fragments par deux plaques et de nombreuses vis. La patiente de 69 ans (figure 169a) souffrait d'une gonarthrose en valgum. Elle subit une ostéotomie fémorale inférieure d'hypercorrection (16°). Le jour suivant l'opération elle mobilisait le genou. Six mois plus tard (figure 169b),

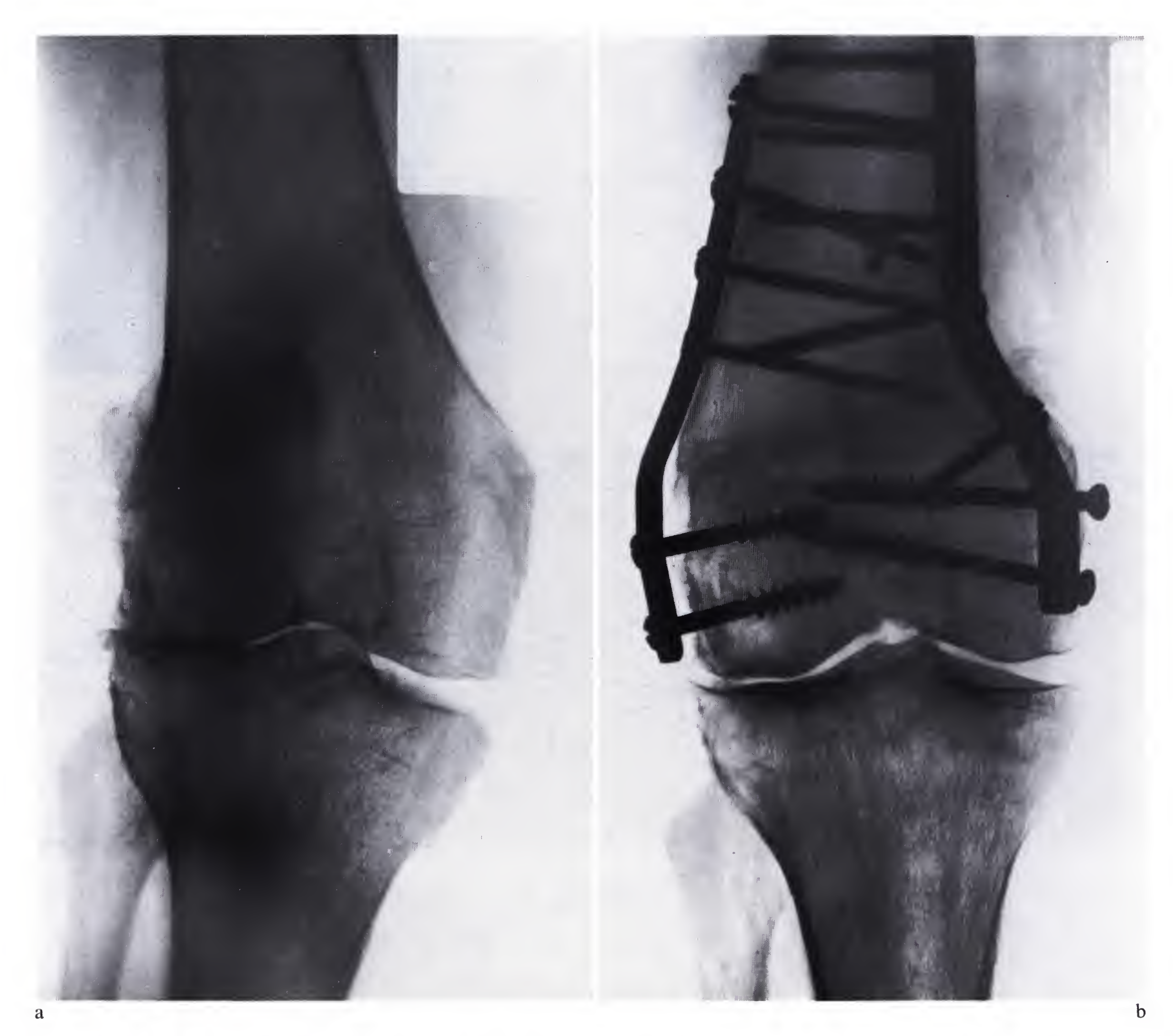
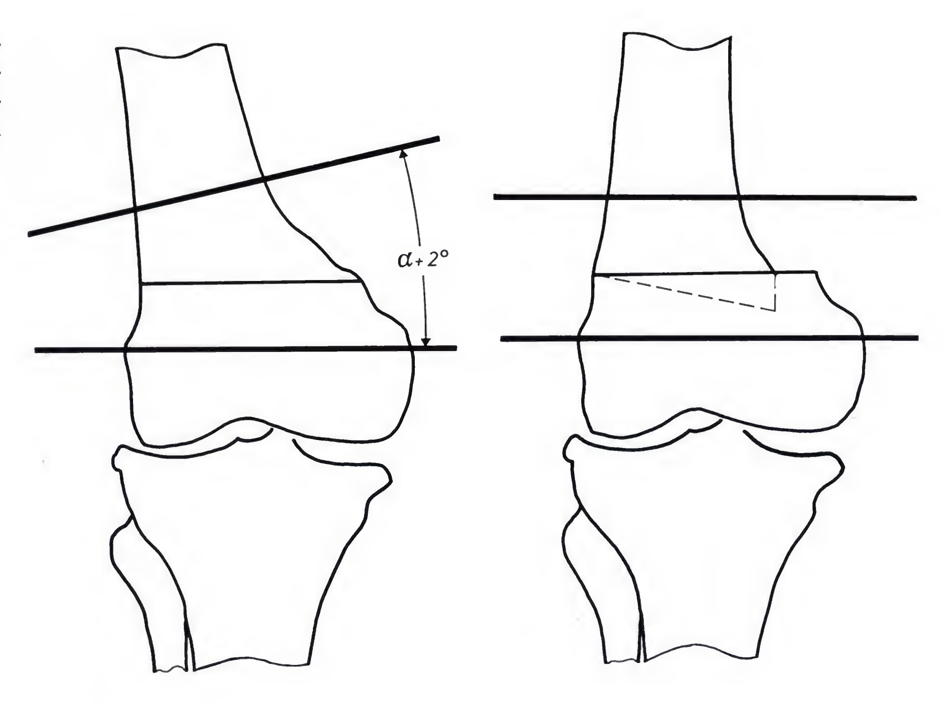


Figure 169a et b. Patiente de 69 ans avant (a) et six mois après une ostéotomie fémorale distale hypercorrigeant la déformation en valgum (b)

Figure 170. Technique opératoire de l'ostéotomie fémorale distale hypercorrigeant la déformation en valgum



la modification de la sclérose sous-chondrale dans l'extrémité supérieure du tibia traduit une répartition convenable de la pression articulaire.

Mais cette technique exige deux incisions et une longue opération. La guérison est lente, le matériel implanté considérable. Chez trois de nos patients, les vis foirèrent dans le tissu spongieux de l'épiphyse. Chez deux d'entre eux, elle durent être remplacées par des tiges filetées et des écrous.

Les inconvénients de cette technique nous ont poussé à adopter la méthode suivante.

β) Ostéotomie fémorale distale avec fixation par quatre broches de Steinmann et deux coapteurs

Dessin préopératoire. Les contours du genou à opérer sont calqués sur papier transparent (figure 170). Un trait droit est tiré, traversant l'extrémité inférieure de la diaphyse fémorale, à peu près perpendiculaire à l'axe du fémur. Une seconde ligne droite croise les condyles fémoraux, formant avec la première un angle de $\alpha + 1°$ à 3° ouvert en dedans. Le trait d'ostéotomie est dessiné dans la métaphyse, parallèle à la ligne inférieure. Le fragment proximal est calqué sur une seconde feuille transparente. Celle-ci est tournée jusqu'à ce que le trait droit dans le fragment proximal soit parallèle à celui du fragment distal. La partie distale du fémur et le tibia sont alors calqués sur la seconde feuille. Comme pour toute ostéotomie, il est indispensable de réaliser au préalable l'opération sur papier.

Opération. Une incision de 8 cm, longitudinale, entre le vaste interne et les ischio-jambiers, donne accès à la métaphyse distale du fémur. Celle-ci est dépériostée à la rugine et les vaisseaux poplités écartés vers l'arrière et protégés par la rugine laissée en place. Deux broches de Steinmann sont passées à travers les condyles fémoraux, de dedans en dehors, à l'aide du guide-broche (figure 147). Elles se trouvent dans le même plan frontal, parallèles l'une à l'autre et au trait transversal distal du dessin préopératoire. Le guide-broche est alors retourné, sa flèche indiquant l'angle de correction souhaité. Deux autres broches sont passées à travers la diaphyse, parallèles entre elles

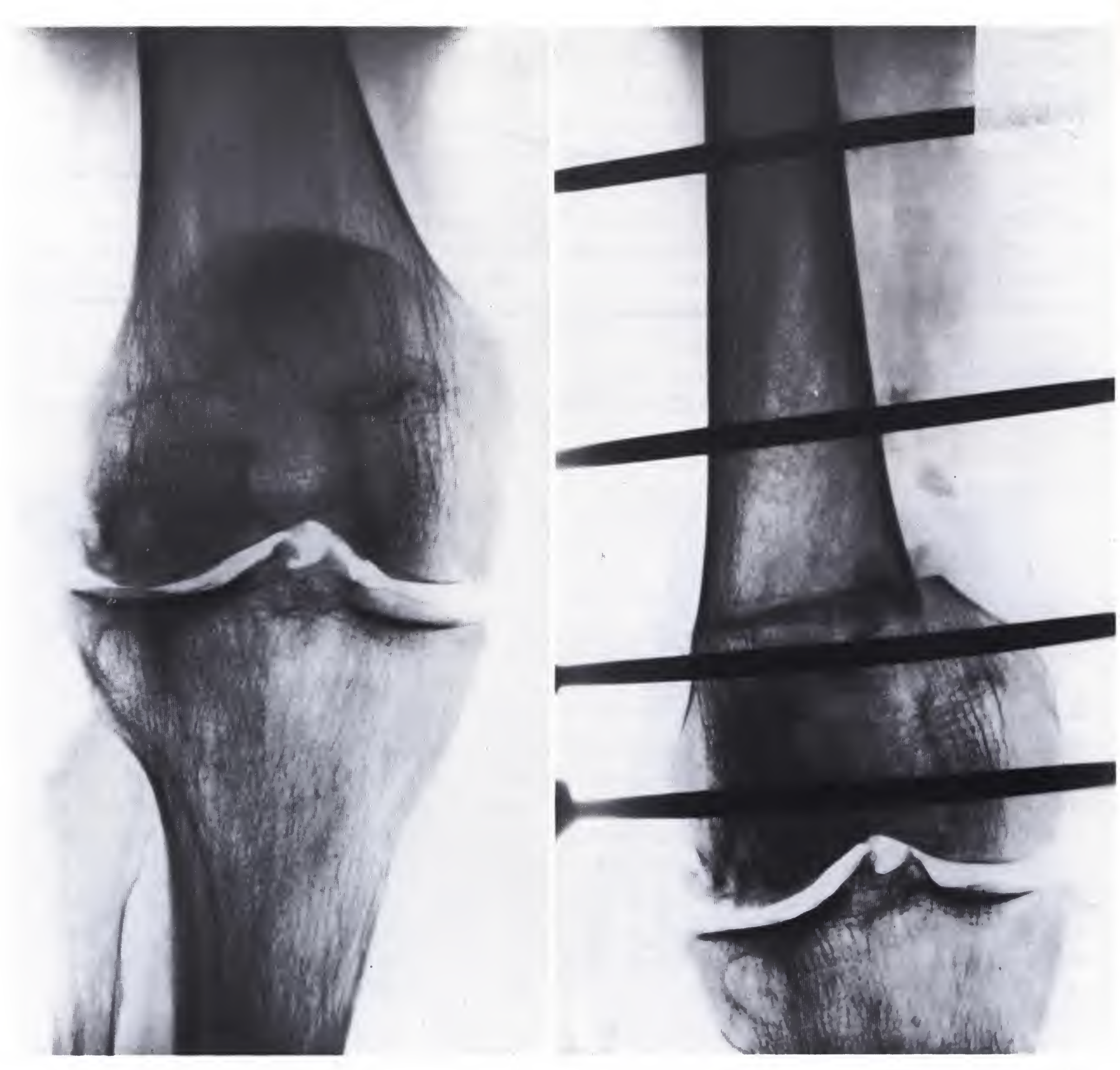


Figure 171a

Figure 171b

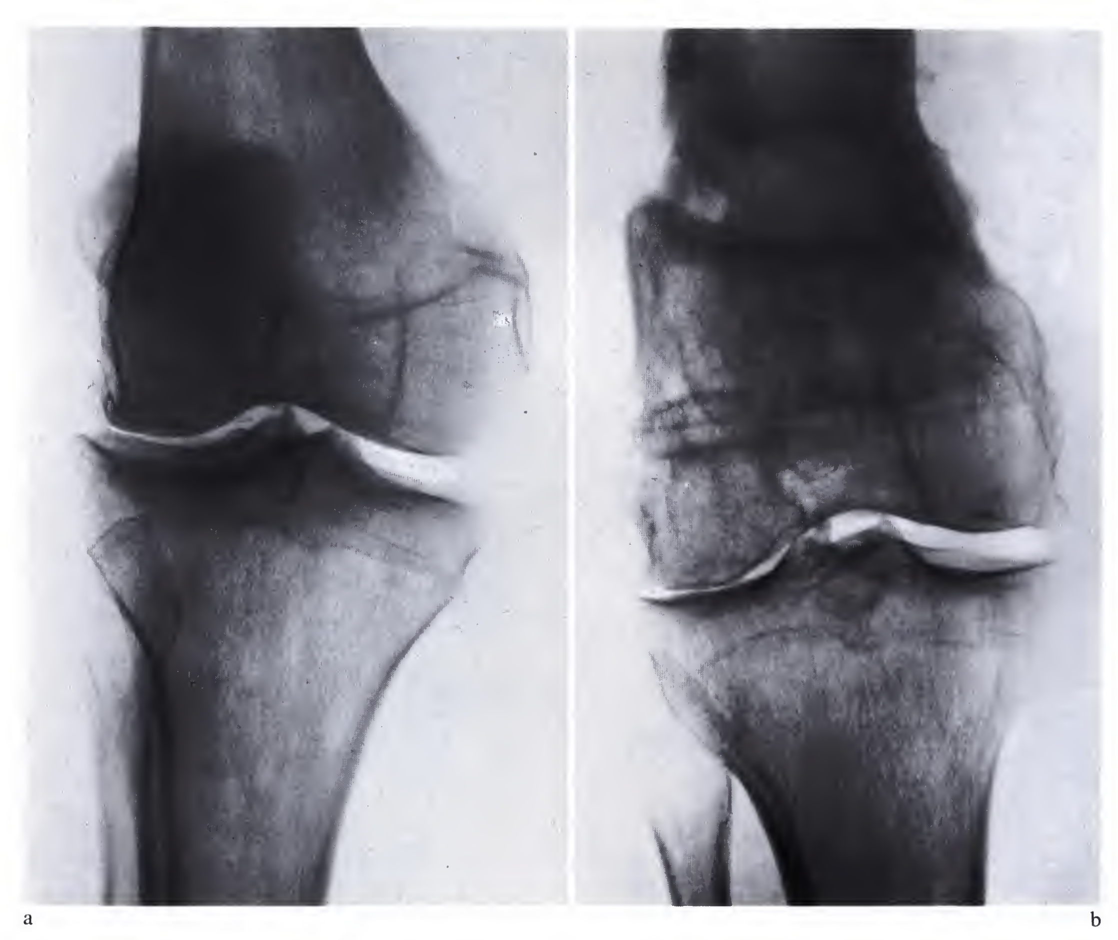
et au trait transversal proximal du dessin préopératoire, dans le même plan frontal que les deux broches condyliennes. Elles forment avec ces dernières l'angle de correction. L'os est sectionné transversalement immédiatement au dessus des condyles. La corticale latérale n'est qu'incomplètement coupée. L'extrémité distale du fragment diaphysaire est taillée en biseau et impactée dans le fragment distal jusqu'à ce que toutes les broches de Steinmann soient parallèles (figure 171). Elles sont fixées par deux coapteurs de Charnley équipés chacun de quatre chariots mobiles. La position est contrôlée radiographiquement. Les différents plans sont suturés sur drain aspiratif.

Traitement postopératoire. La mobilisation est immédiatement commencée. La marche est reprise deux jours après l'intervention, aidée de deux cannes-béquilles mais avec appui partiel sur le membre opéré. Les broches de Steinmann sont enlevées après deux mois, lorsque la radiographie montre la consolidation de l'ostéotomie.

Figure 171c

Figure 171d

Figure 171a–d. Ostéotomie avec fixation des fragments par quatre broches de Steinmann et deux coapteurs. Patiente de 74 ans avant (a), après l'opération (b), quatre mois plus tard (c) et un an plus tard (d)



a b

Figure 172a et b. Patient de 50 ans avant (a) et un an après une ostéotomie fémorale distale hypercorrigeant la déformation en valgum (b)

Commentaire et résultats. Les résultats cliniques sont excellents lorsque l'hypercorrection a été suffisante pour rendre portante toute l'extrémité supérieure du tibia. La radiographie met alors en évidence la régénération de l'articulation.

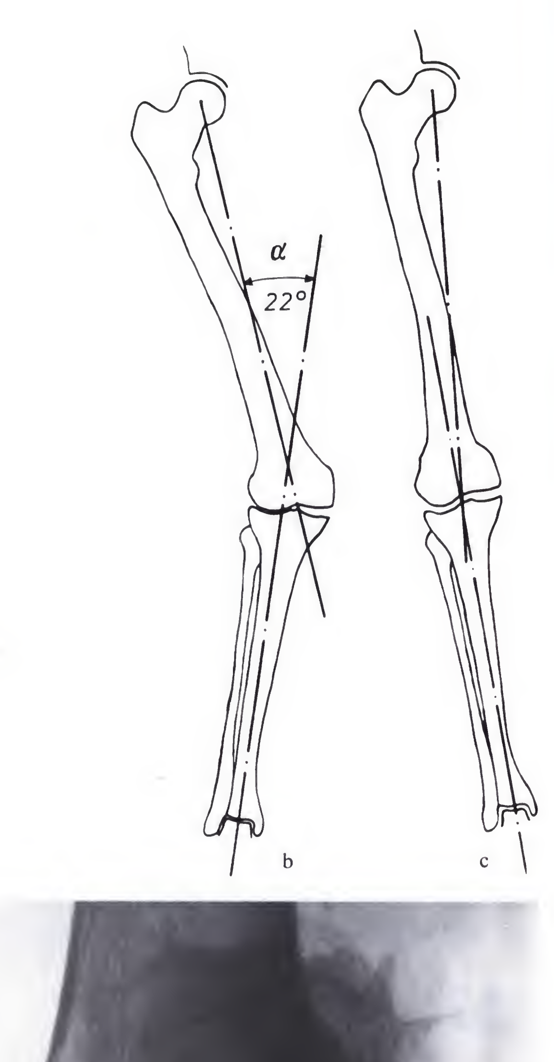
Le patient de 50 ans (figure 172a) présentait un genou valgum douloureux avec limitation des mouvements. La radiographie montrait une densité osseuse anormalement prononcée sous le plateau tibial latéral, un pincement de l'interligne correspondant et un bâillement de l'interligne médial. Une ostéotomie fémorale inférieure fut réalisée et le genou immédiatement mobilisé, mobilisation cependant limitée par les broches de Steinmann. Un an après l'intervention, les douleurs ont complètement disparu. Les mouvements du genou sont satisfaisants: 5° d'hyperextension à 110° de flexion. Le patient a repris ses occupations: il travaille sur des chantiers de construction. La radiographie montre la régression de l'importante zone dense qui soulignait le plateau tibial latéral et sa transformation en une cupule d'épaisseur normale. Une cupule dense symétrique s'est développée sous le plateau médial (figure 172b). Ces images indiquent qu'à la suite de l'opération, la charge est transmise de façon à peu près égale par les parties médiale et latérale de l'articulation.

a b

Figure 173a et b. Patiente de 66 ans avant (a) et quatre ans après une ostéotomie fémorale distale hypercorrigeant la déformation en valgum (b)

Chez la patiente de 66 ans (figure 173a), la radiographie préopératoire montrait une densité accentuée du tissu spongieux sous le plateau tibial latéral. Quatre ans après une ostéotomie fémorale distale, le réseau trabéculaire et la sclérose sous-chondrale apparaissent symétriques sous les deux plateaux du tibia (figure 173b).

a



d

Figure 174a–d. Patiente de 66 ans avant (a et b) et six ans après une ostéotomie de l'extrémité distale du fémur hypercorrigeant la déformation en valgum (c et d)

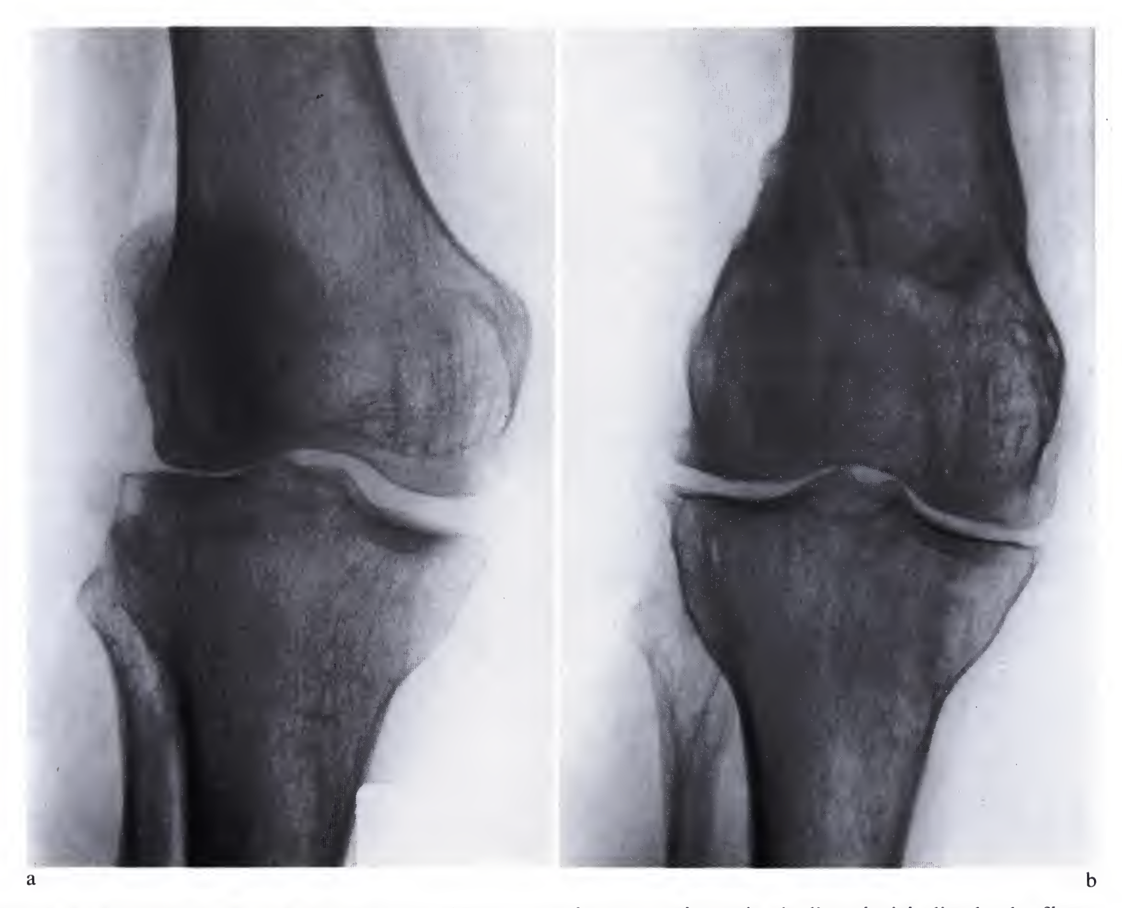


Figure 175a et b. Patiente de 58 ans avant (a) et cinq ans après une ostéotomie de l'extrémité distale du fémur hypercorrigeant discrètement la déformation en valgum

La patiente de 66 ans (figure 174a) souffrait d'un genou arthrosique et instable avec une déformation en valgum de 22° (figure 174b). Trois ans après une ostéotomie de l'extrémité inférieure du fémur, il existe un certain varum (figure 174c). Les mouvements sont indolores, atteignant 5° d'hyperextension et 115° de flexion. Le genou est stable. La patiente travaille normalement dans son ménage. Sur la radiographie en charge, un large interligne latéral est réapparu (figure 174d).

La patiente de 58 ans (figure 175a) présentait une dysplasie des deux hanches avec coxarthrose. Elle développa une gonarthrose latérale douloureuse. Après que le problème des hanches eût été résolu, une ostéotomie sus-condylienne du fémur fut réalisée, hypercorrigeant discrètement le valgum. Cinq ans plus tard, le résultat clinique est excellent. Les scléroses sous-chondrales symétriques traduisent une répartition égale de la pression articulaire. Un interligne latéral est réapparu (figure 175b).

3. Gonarthrose sur genou recurvatum

Une gonarthrose sur genou recurvatum s'observe rarement. Nous en avons traité un cas. Le patient de 61 ans avait subi une ostéotomie tibiale proximale sept ans auparavant. L'opération résulta en un recurvatum, non souhaité. L'évolution ultérieure revêt la valeur d'une expérience. A cause du basculement antérieur des plateaux tibiaux, la direction des forces agissant sur le genou a été modifiée. La résultante R_4 ne croise plus le centre mais bien la partie antérieure des plateaux tibiaux (figure 176). Par conséquent, les contraintes de compression articulaires sont distribuées inégalement (voir modèle théorique figure 13). Un triangle dense à base antérieure s'est développé sous les plateaux.

La déformation a été corrigée chirurgicalement. Après résection d'un fragment du péroné, l'extrémité supérieure du tibia fut abordée par devant. Deux broches de Steinmann furent introduites, parallèles dans le plan frontal, l'une au dessus de la tubérosité antérieure du tibia, l'autre en dessous. Un coin à base postérieure fut excisé sous la tubérosité. Il mesurait 20°, exactement comme le recurvatum (figure 177b). Après enlèvement du coin, les fragments tibiaux furent fixés sous compression à l'aide de coapteurs de Charnley. Un an après l'opération, le résultat clinique est bon. Le triangle dense sous-chondral a disparu. Il est remplacé par une sclérose d'égale épaisseur soulignant les plateaux (figure 177c).

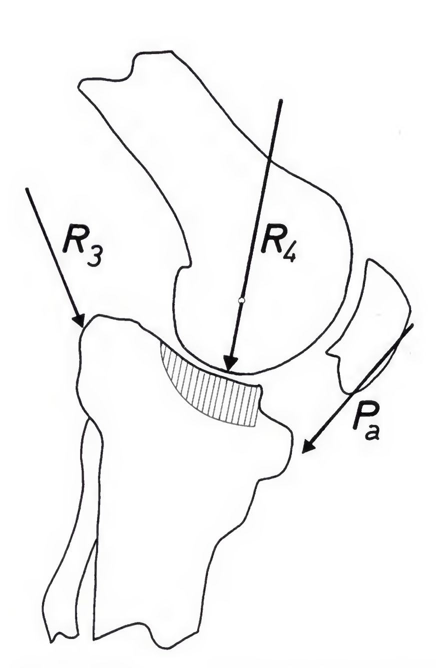


Figure 176. Gonarthrose sur genou recurvatum. R_3: force fléchissante. P_a: force exercée par le tendon rotulien. R_4: force de compression fémoro-tibiale, résultante de R_3 et P_a. Concentration des contraintes dans la partie antérieure de l'articulation

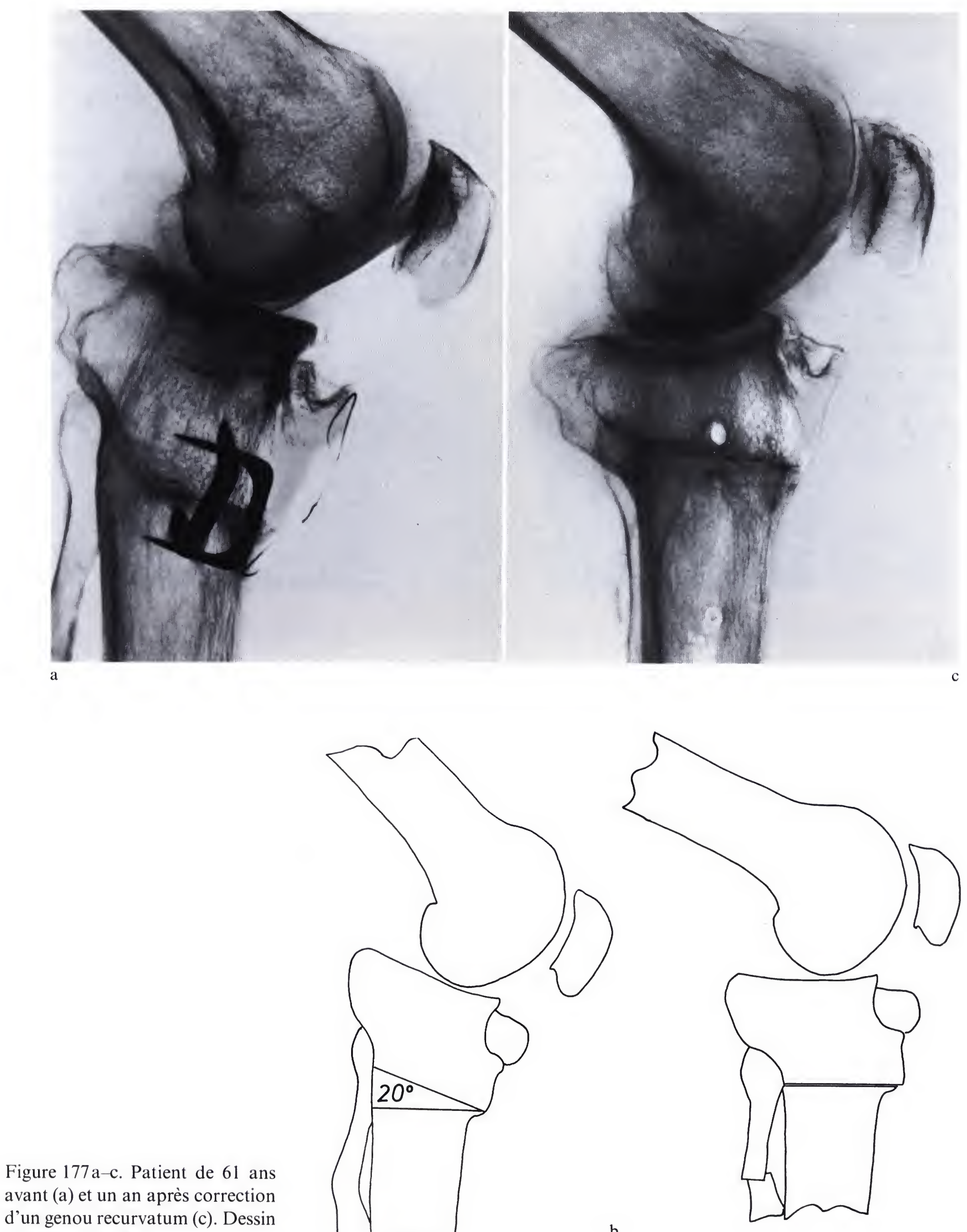


Figure 177a–c. Patient de 61 ans avant (a) et un an après correction d'un genou recurvatum (c). Dessin préopératoire (b)

4. Gonarthrose due à une déformation à distance

Une déformation à distance peut modifier la situation mécanique du genou. Il est maintenant évident qu'une fracture du fémur consolidée avec une angulation à concavité interne écarte le genou de la ligne d'action de la force exercée par la masse partielle du corps *P* et peut ainsi provoquer le développement d'une gonarthrose. La correction de l'angulation devrait rétablir les conditions normales et entraîner la régression de la gonarthrose. C'est en effet ce que nous constatons.

Un patient de 49 ans avait subi une fracture du fémur 20 ans auparavant. La fracture, traitée par traction, s'était consolidée avec une angulation de 15° à concavité interne. Le patient se plaignait d'un genou douloureux, dévié en varum (6 cm entre les genoux lorsque les pieds étaient joints). L'interligne était pincé dans sa partie médiale. Le plateau tibial interne était souligné par un grand triangle dense (figure 178a). Une ostéotomie cunéiforme (coin de 17°) au niveau de la diaphyse fémorale (figure 178b) hypercorrigea discrètement la déformation de l'os et créa un léger valgum (1 cm entre les malléoles lorsque les genoux se touchaient). Quatre ans plus tard, la trabéculation sous le plateau tibial médial est moins prononcée (figure 178c). Le triangle a disparu. Un interligne s'est reformé. Les mouvements sont satisfaisants et indolores. Le patient mène à nouveau une vie normale.

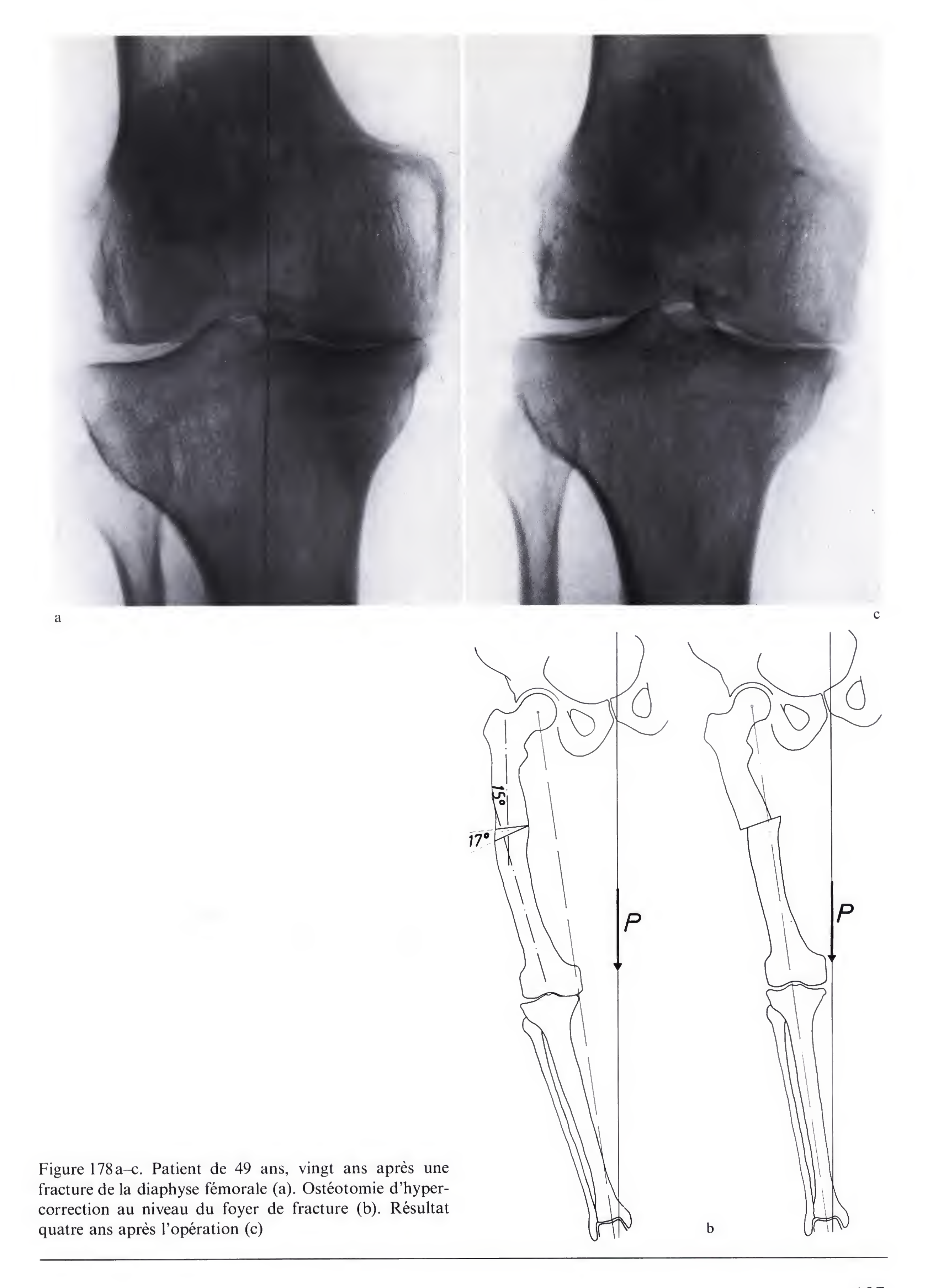


Figure 178 a–c. Patient de 49 ans, vingt ans après une fracture de la diaphyse fémorale (a). Ostéotomie d'hypercorrection au niveau du foyer de fracture (b). Résultat quatre ans après l'opération (c)

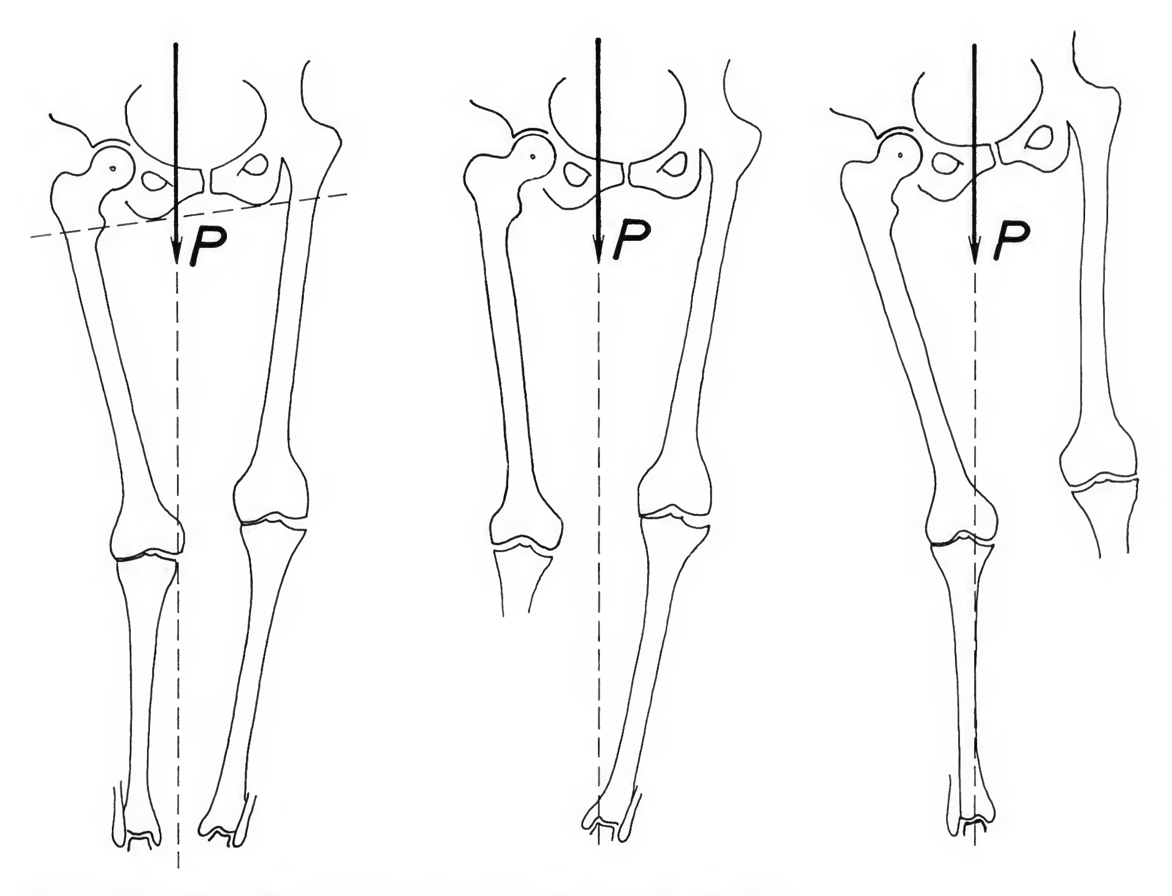


Figure 179a. Patiente de 55 ans. Hanche gauche arthrodésée en adduction

Une déformation beaucoup plus éloignée des genoux peut entraîner une boîterie, déplacer le centre de gravité partiel S_7 et modifier les conditions mécaniques au niveau des genoux. Ces modifications peuvent déplacer la force de compression R en dedans ou en dehors et provoquer une gonarthrose (voir chapitre V). La déformation à distance peut aussi entraîner une flexion permanente d'un ou des deux genoux, rendue nécessaire par l'inclinaison du bassin, pour permettre l'appui sur les 2 pieds. La flexion permanente du genou entraîne, elle aussi, une augmentation importante des contraintes de compression articulaires et provoque la gonarthrose. Dans certains cas, la correction de la déformation peut réduire suffisamment les contraintes de compression dans le genou et ainsi faire régresser l'arthrose. Chaque cas doit être analysé individuellement en tenant compte des données mécaniques énoncées dans les chapitres précédents. Des radiographies en charge de l'ensemble du squelette des membres inférieurs, et parfois aussi du tronc, sont nécessaires pour déterminer la direction et la situation des forces qui interviennent et qu'il faut modifier.

Par exemple, cette femme de 55 ans présentait une hanche gauche arthrodésée en adduction depuis 27 ans (figure 179a). Le tronc était basculé du côté opposé. Le centre de gravité du corps était ainsi déplacé vers la droite. Le genou droit était maintenu continuellement en flexion pour permettre l'appui au sol du membre inférieur gauche paraissant raccourci à cause de l'inclinaison du bassin. En conséquence, la patiente avait développé une gonarthrose droite en valgum et flexum (figure 180a) et une gonarthrose gauche en varum (figure 181a). La correction de l'arthrodèse par une ostéotomie intertrochantérienne

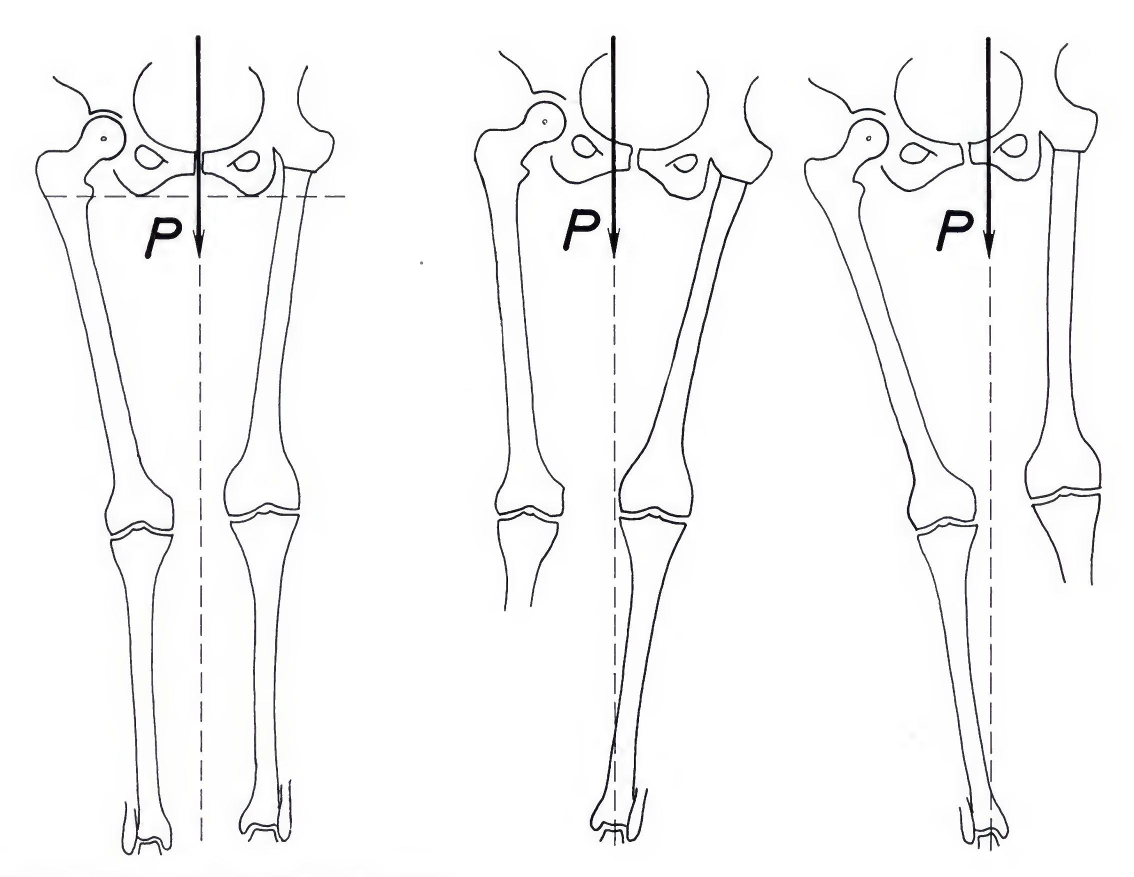
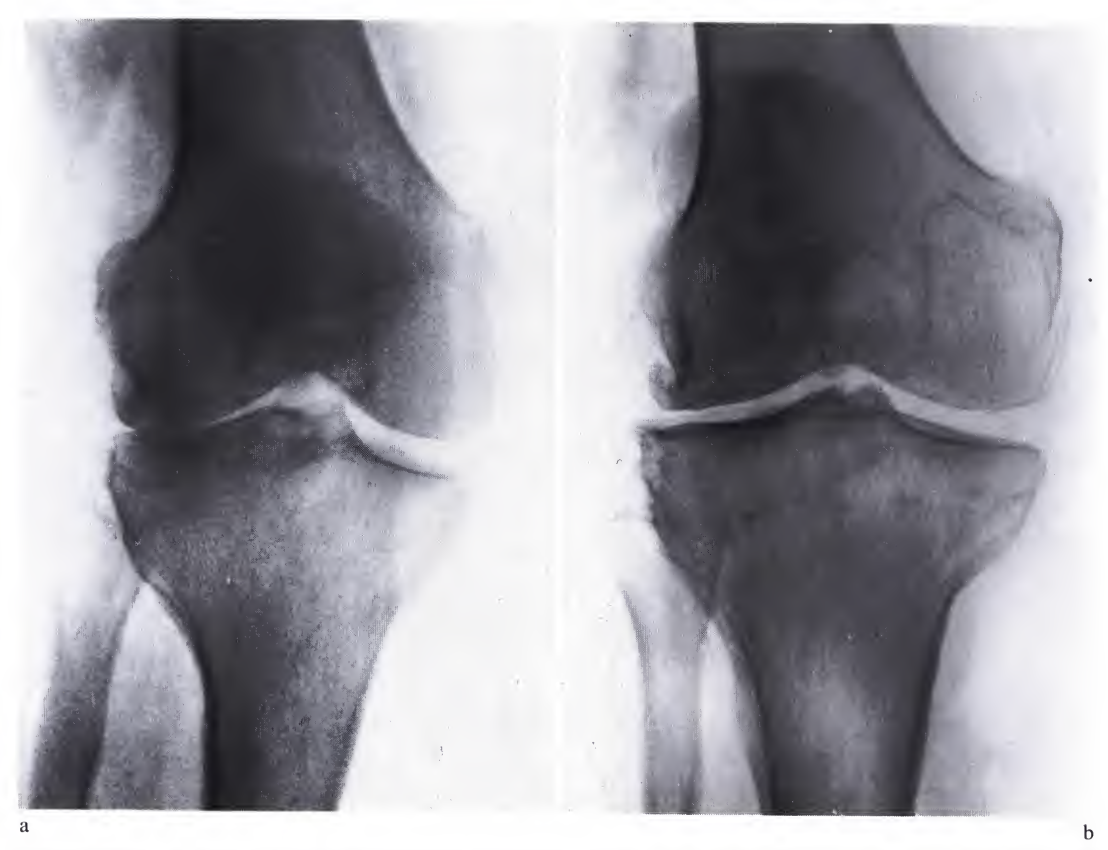


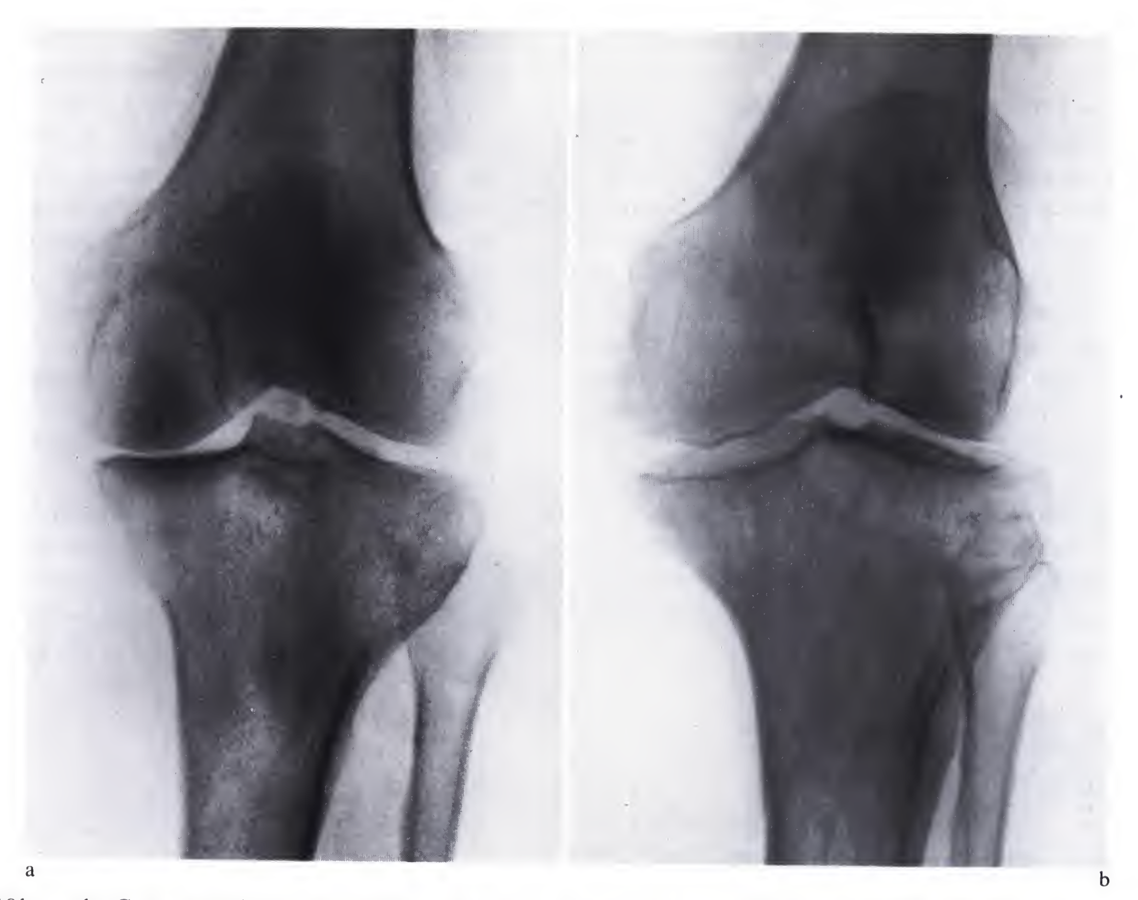
Figure 179b. Correction de l-arthrodèse de la hanche

horizontalisa le bassin et ramena le centre de gravité à sa situation normale (figure 179b). On y ajouta une capsulotomie postérieure du genou droit. Huit ans plus tard, la patiente marche très correctement. Les douleurs des genoux ont disparu. Les signes radiologiques d'arthrose ont régressé. Un large interligne articulaire apparaît sur les clichés pris en charge (figures 180b et 181b). Ce résultat ne peut s'expliquer que par une modification de la sollicitation mécanique des genoux. Des modifications biologiques, vasculaires ou autres, ne peuvent être invoquées puisque l'intervention chirurgicale a intéressé une hanche.



a b

Figure 180a et b. Genou droit de la patiente présentant une hanche arthrodésée, avant (a) et huit ans après correction chirurgicale de l'arthrodèse (b). Voir figure 179



a b

Figure 181 a et b. Genou gauche de la patiente présentant une hanche arthrodésée, avant (a) et huit ans après correction chirurgicale de l'arthrodèse (b). Voir figure 179

5. Gonarthrose globale sans déviation

La gonarthrose globale, attaquant tout le genou, ne peut être attribuée qu'à une diminution de la résistance des tissus qui ne sont plus capables de supporter une sollicitation mécanique normale. Le fait que l'arthrose atteint aussi bien la région latérale du genou que la médiale indique que la charge R reste bien centrée. La seule possibilité mécanique du traitement consiste à diminuer cette charge R. Comme nous l'avons vu antérieurement, l'avancement du tendon rotulien, aussi prononcé que possible, réduit la force R appuyant le fémur contre le tibia et la force R_5 pressant la rotule contre le fémur. Il est donc indiqué dans la gonarthrose globale. Notre expérience clinique de tels cas est limitée mais encourageante.

D. Analyse critique de la patellectomie

Benoist et Ramadier (1969) observent que «le risque de rupture de l'appareil extenseur existe après toute patellectomie». Ce risque provient en réalité de ce que la patellectomie augmente l'effort exigé de l'appareil extenseur pour maintenir l'équilibre. Projetées dans un plan sagittal (figure 182), pour chaque position du genou, les forces postérieures R_3 qui tendent à fléchir l'articulation sont équilibrées par une force antérieure P_a, le tendon rotulien. Ce qui importe pour l'équilibre, c'est le moment de chaque force, c'est-à-dire le produit de la force par son bras de levier. L'équation d'équilibre s'écrit:

$$R_3 \cdot e = P_a \cdot c.$$

Pour chaque position donnée, un raccourcissement du bras de levier c doit donc être compensé par une augmentation de la force P_a. Vue de profil, l'articulation fémoro-tibiale supporte l'ensemble des forces R_3 et P_a, qui peuvent être représentées par leur résultante R_4. La résultante R_4 est la somme vectorielle des forces R_3 et P_a. Elle constitue la charge exercée sur l'articulation fémoro-tibiale. Elle dépend de la grandeur des forces R_3 et P_a et de leur ligne d'action. Dans un genou normal (figure 182a), la rotule assure une certaine longueur au bras de levier c du tendon rotulien. En l'absence de rotule (figure 182b), le tendon P'_a tombe dans la gouttière intercondylienne, ce qui raccourcit son bras de levier c'. Par conséquent, la suppression de la rotule entraîne une augmentation importante de la force P_a et un accroissement correspondant de la charge R_4 qui s'exerce sur l'articulation fémoro-tibiale.

Ainsi, pratiquée sur un genou non arthrosique, la patellectomie provoque des risques d'arthrose. Elle aggrave les conditions mécaniques dans la gonarthrose fémoro-tibiale pour le traitement de laquelle elle a été pratiquée.

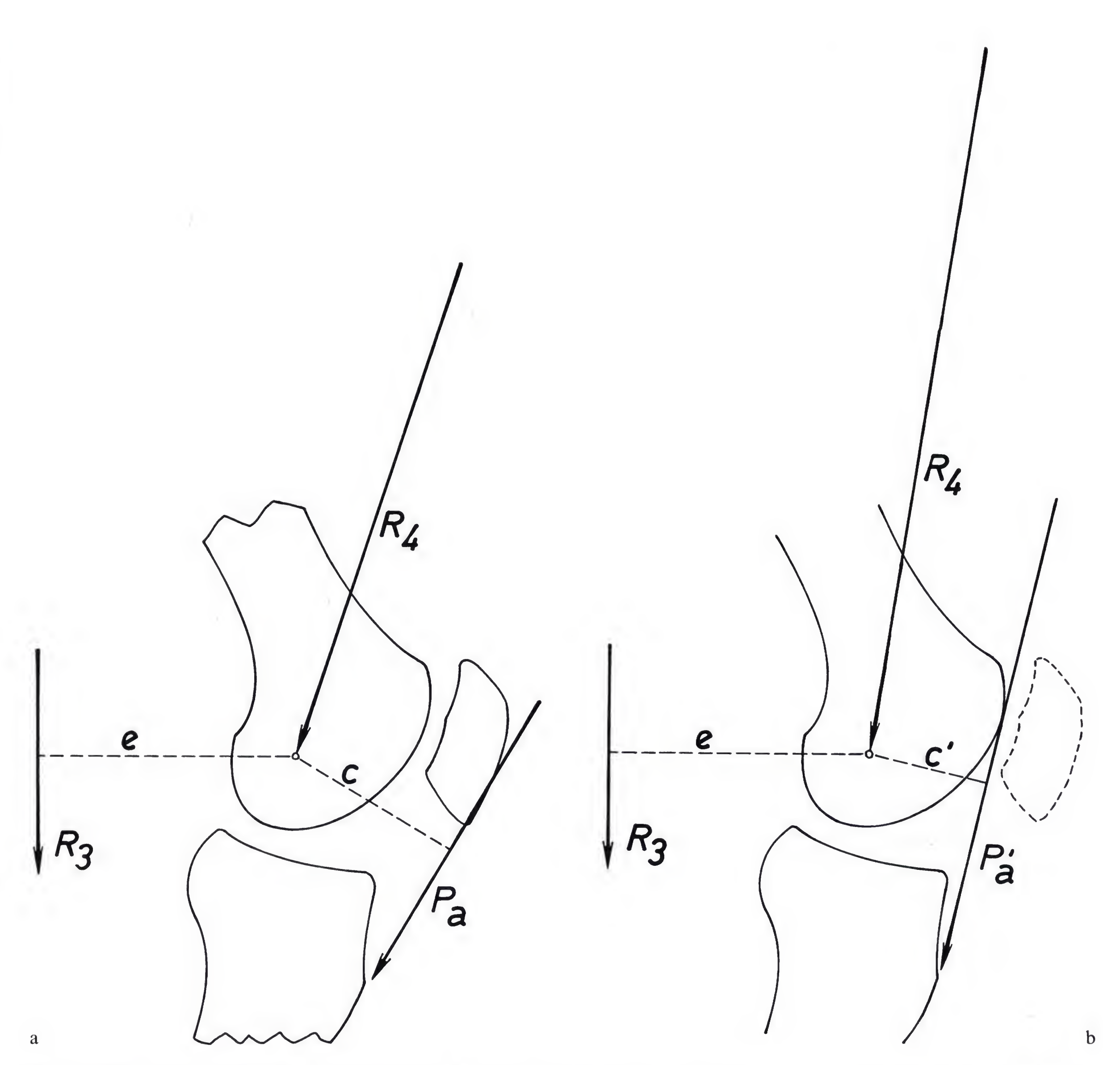
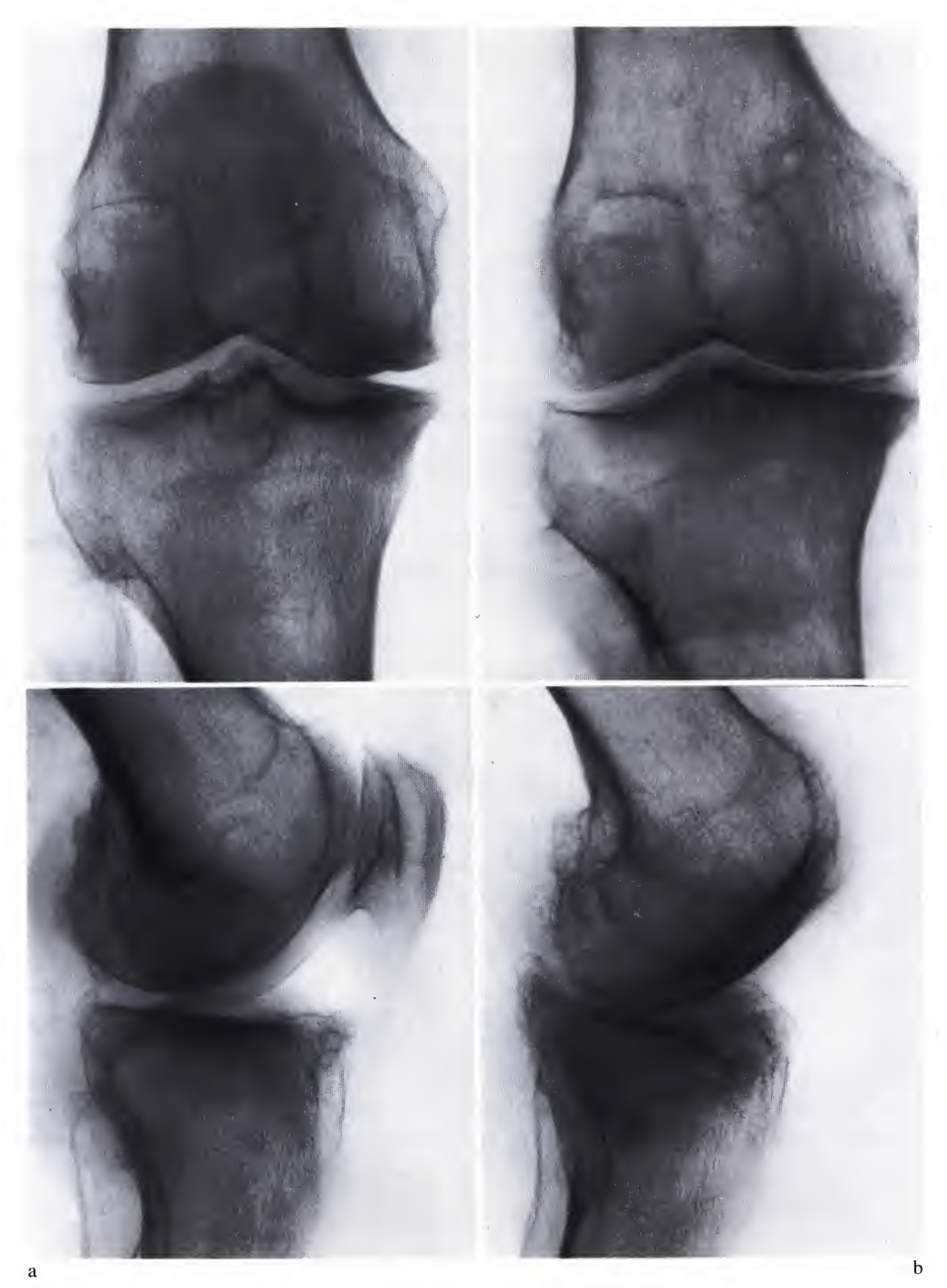


Figure 182a et b. Effet de la patellectomie. R_3: résultante des forces fléchissantes. e: bras de levier de R_3. P_a: tendon rotulien. c: bras de levier de P_a. R_4: résultante des forces R_3 et P_a. (a) Genou normal. (b) Après patellectomie



a b

Figure 183. (a) Avant patellectomie. (b) Dix ans après patellectomie

Voici, par exemple, un cas de gonarthrose (figure 183a) traitée par patellectomie. Dix ans plus tard (figure 183b), l'arthrose s'est nettement aggravée. La même évolution s'observa au niveau de l'autre genou de la même patiente.

E. Indications opératoires

Les indications opératoires peuvent se déduire de ce qui précède.

Le flexum, s'il ne peut être réduit par des moyens physiques, indique une capsulotomie postérieure suivie de physiothérapie.

L'arthrose patello-fémorale isolée sera traitée par un avancement aussi important que possible du tendon rotulien, éventuellement combiné à une capsulotomie. L'avancement du tendon s'obtiendra par soulèvement de la crête tibiale avec la tubérosité antérieure. L'arthrose localisée à l'articulation entre la rotule et le condyle fémoral latéral sera traitée par avancement et déplacement en dedans du tendon.

L'arthrose globale sans déviation frontale et sans signe d'hyperpression localisée constitue une indication pour l'avancement du tendon rotulien, combiné à une capsulotomie postérieure s'il existe un flexum irréductible.

La gonarthrose atteignant la partie médiale de l'articulation sera traitée par une ostéotomie tibiale supérieure de valgisation, associée à l'avancement du tendon rotulien et, s'il y a un flexum irréductible, à une capsulotomie postérieure.

Pour une gonarthrose en valgum, une ostéotomie tibiale supérieure de varisation combinée à l'avancement du tendon rotulien peut parfois être proposée. C'est plus fréquemment une ostéotomie fémorale inférieure qui est indiquée.

Une gonarthrose provoquée par une déformation éloignée du genou devrait, si possible, être traitée par correction de la déformation.

Ces différentes opérations diminuent la force de compression exercée sur le genou arthrosique, augmentent les surfaces qui la transmettent, ou combinent ces deux effets. Elles permettent ainsi de réduire, parfois de façon très considérable, les contraintes de compression articulaires et de les rendre supportables même par des tissus dont la résistance est amoindrie.

F. Analyse des résultats

Les résultats des interventions chirurgicales pratiquées pour arthrose ne peuvent être valablement jugés qu'avec un recul minimum de 4 à 5 ans. Toutefois, pour vérifier la portée de la théorie générale que nous proposons, nous avons repris les dossiers de patients opérés entre 1963 et mai 1975, soit avec un recul de 1 à 12 ans. Leur analyse, quoique prématurée pour quelques cas, permet cependant de tirer un certain nombre de conclusions.

Pour l'évaluation des résultats, nous avons adopté la classification simple suivante:

	Clinique	Radiographique
Très bon	disparition de la douleur, conservation ou amélioration des mouvements, stabilité	disparition des condensations sous-chondrales traduisant l'hyperpression, réapparition d'un interligne articulaire
Bon	disparition de la douleur, diminution modérée de l'amplitude des mouvements, stabilité	disparition des condensations sous-chondrales, persistance d'un pincement de l'interligne articulaire
Médiocre	douleur intermittente, diminution de l'amplitude des mouvements, stabilité	diminution des condensations sous-chondrales, persistance d'un pincement de l'interligne
Mauvais	pas d'amélioration ou aggravation	

Les tableaux 17, 18 et 19 rassemblent les résultats obtenus.

1. Avancement du tendon rotulien

Soixante avancements du tendon rotulien ont été effectués pour arthrose localisée à l'articulation patello-fémorale, pour chondromalacie de la rotule ou pour gonarthrose globale (tableau 17). Vingt-neuf l'ont été par interposition d'un greffon entre tendon et épiphyse tibiale. Un de ces genoux n'a pu être revu. Dans un autre cas, une nécrose cutanée a obligé à enlever le greffon. Les 27 restants ont obtenu un résultat bon ou très bon. Deux avancements ont été réalisés par ostéotomie tibiale supérieure. Dans l'un de ces cas, une déformation secondaire en varum a entraîné une nouvelle ostéotomie reprise dans l'analyse des cas de gonarthrose en varum. L'autre est un résultat très bon. Les 29 derniers avancements ont été réalisés par soulèvement de la crête tibiale antérieure. Ils ont tous obtenu un résultat bon ou très bon. Sur les 59 interventions dont le résultat a pu être observé, 57 ont entraîné une nette amélioration du patient: disparition des douleurs, amélioration de la fonction.

Tableau 17. Résultats du traitement de l'arthrose patello-fémorale, de la chondromalacie de la rotule ou de la gonarthrose gobale (60 genoux)

Avancement du tendon rotulien:

par soulèvement du tendon ou de la crête tibiale: 58 genoux. Ont pu être revus: 57

Résultats:	très bons	bons	médiocres	mauvais	morts
	48	8	–	1	–

par ostéotomie tibiale supérieure: 2 genoux

Résultats:	très bons	bons	médiocres	mauvais
	1	–	–	1

2. Ostéotomie pour gonarthrose en varum

Cent genoux arthrosiques en varum (87 patients) ont été traités par ostéotomie tibiale supérieure, 12 suivant d'anciennes techniques, 88 suivant la technique actuelle, l'ostéotomie courbe de l'extrémité supérieure du tibia (tableau 18). L'un des patients est mort le quinzième jour d'une embolie pulmonaire massive. Un garrot avait été utilisé pour faciliter l'opération. Depuis lors, l'opération est effectuée sans garrot. Chez 13 patients, les deux genoux ont été opérés.

Parmi les 99 genoux revus, 88 ont subi une hypercorrection. Ils présentent donc un genou valgum postopératoire plus ou moins prononcé. 82 d'entre eux ont un résultat bon ou très bon. 2 ont un résultat médiocre faisant suite à des complications postopératoires. Parmi les 4 mauvais résultats, l'un est dû à une raideur du genou. La patiente développa une embolie pulmonaire traitée par héparine et suivie de nécrose cutanée, puis d'infection de la plaie opératoire. Deux genoux ayant eu un mauvais résultat avaient dû être réopérés parce que le fragment proximal avait basculé en avant quelques jours après la première opération. Dans 5 cas, l'hypercorrection n'a pas été obtenue: 3 résultats mauvais ou médiocres. Dans 6 autres cas, la déviation est réapparue après l'intervention. Cinq sont des échecs cliniques et radiographiques, le sixième est un résultat médiocre. Trois d'entre eux ont subi une nouvelle ostéotomie entraînant cette fois une hypercorrection. Deux sont à considérer comme résultats très bons en dépit de l'âge des patientes (74 et 80 ans) au moment de la réintervention. Le troisième (85 ans) est mort. L'un des six chez qui la déformation a récidivé présentait une destruction étendue du plateau tibial médial (nécrose?)

Tableau 18. Résultats du traitement de la gonarthrose en varum (100 genoux)

	très bons	bons	médiocres	mauvais	morts
Anciennes techniques: 12 genoux					
Résultats:					
après restitution de la forme anatomique	–	1	1	1	–
après hypercorrection de la déformation	–	5	–	1 (complication)	–
après perte de la correction opératoire	–	–	1	2[a]	–
Technique actuelle: 88 genoux					
Résultats:					
après restitution de la forme anatomique	1	–	–	1	–
après correction de la déformation	68	9	2 (complication)	3	1
après perte de la correction opératoire	–	–	–	3[b]	–

[a] Un cas a été réopéré avec succès par la technique actuelle, l'autre est mort après la réopération.
[b] Deux cas réopérés avec succès.

3. *Ostéotomie pour gonarthrose en valgum*

Quarante et un genoux arthrosiques en valgum ont été opérés, 21 ont subi une ostéotomie tibiale supérieure (8 par une technique d'ostéotomie tibiale peu exacte utilisée avant 1968, 13 par une ostéotomie tibiale supérieure courbe) et 20 par une ostéotomie fémorale inférieure.

Parmi les 21 ostéotomies tibiales supérieures, 11 genoux ont été hypercorrigés avec 9 résultats bons ou très bons et un mort par embolie pulmonaire 6 semaines après l'opération (effectuée sous garrot). Dix ont été exactement corrigés avec 4 résultats bons ou très bons, 4 mauvais et 2 morts par lésions cérébrales probablement favorisées par la longue immobilisation imposée à l'époque à ces patients âgés.

Parmi les 20 genoux traités par ostéotomie fémorale inférieure, 5 ont subi une correction exacte. De ces cinq, quatre étaient déviés en valgum à la suite d'une ostéotomie de Schanz au niveau du tiers supérieur du fémur. Chez ces 4 patients, le hauban musculaire pouvait être considéré comme normal. C'est pourquoi une correction exacte a été réalisée chez eux. Ces 4 patients ont un résultat bon ou très bon. Parmi les 20 sujets ayant subi une ostéotomie fémorale inférieure, 15 présentaient des signes sévères d'arthrose. Quatorze ont subi une hypercorrection avec 10 résultats très bons et bons. Chez un, une perte de la correction a conduit à un résultat médiocre. Chez un des 14 patients hypercorrigés, l'infection d'un hématome postopératoire a entraîné l'extraction du matériel d'ostéosynthèse et l'immobilisation en plâtre avec un résultat mauvais. Dans un autre cas fixé par plaques et vis, la foirage des vis a rendu nécessaire une immobilisation prolongée et le patient est mort neuf mois après l'opération. Un patient de 75 ans dont les fragments fémoraux étaient aussi fixés par plaques et vis mourut quelques semaines après avoir quitté l'hôpital.

Tableau 19. Résultats du traitement de la gonarthrose en valgum (41 genoux)

	très bons	bons	médiocres	mauvais	morts
Ostéotomie tibiale proximale: 21 genoux					
Anciennes techniques: 8 genoux					
Résultats:					
après restitution de la forme anatomique	1	–	–	2	2
après hypercorrection de la déformation	2	1	–	–	–
après perte de la correction opératoire	–	–	–	–	–
Techniques actuelles: 13 genoux					
Résultats:					
après restitution de la forme anatomique	3	–	–	2	–
après hypercorrection de la déformation	3	3	1	–	1
après perte de la correction opératoire	–	–	–	–	–
Ostéotomie fémorale distale: 20 genoux					
Résultats:					
après restitution de la forme anatomique	2	2	1	–	–
après redistribution convenable des contraintes	5	5	–	2	2
après perte de la correction opératoire	–	–	1	–	–

4. Correction d'une déformation à distance du genou

Chez 6 patients, la gonarthrose provenait d'une déformation du squelette éloignée du genou (tableau 20). La correction de cette déformation a donné cinq résultats excellents et un médiocre. Dans un cas (page 89) non repris iii à cause du recul insuffisant, une correction de l'ancien foyer de fracture a été réalisée en même temps qu'une ostéotomie courbe de l'extrémité supérieure du tibia.

Tableau 20. Résultats du traitement de la gonarthrose provoquée par une déformation éloignée du genou: 6 genoux

	très bons	bons	médiocres	mauvais
Résultats:				
après restitution de la forme anatomique	2	–	1	–
après hypercorrection de la déformation	3	–	–	–

G. Complications

Les complications sont résumées au tableau 21.

1. Complications d'ordre général

Lorsque l'intervention était suivie d'une immobilisation de plusieurs semaines en plâtre, nous avons déploré trois décès par lésion cérébrale chez des personnes âgées. Les techniques opératoires actuellement appliquées permettent la mobilisation immédiate et le lever précoce. Nous les avons d'abord pratiquées avec un garrot à la racine du membre pour éviter le saignement. Parmi les patients ainsi opérés, trois ont développé une embolie pulmonaire grave. Deux en sont morts. C'est pourquoi les différentes opérations décrites sont maintenant effectuées sans garrot, avec une hémostase rigoureuse. Le saignement est très peu abondant. Nous espérons ainsi réduire le risque de thrombose veineuse et d'embolie. Dans le même but, nos patients sont invités à mobiliser les membres autant que possible dès le réveil. Ils pratiquent une gymnastique respiratoire régulière en soufflant profondément contre une résistance à la bouche de 20 cm d'eau.

Tableau 21. Complications du traitement chirurgical de la gonarthrose (207 genoux)

	Anciennes techniques 25 cas	Techniques actuelles 182 cas
Complications générales		
Mort par lésion cérébrale durant l'immobilisation	3	
Mort par embolie pulmonaire		2 (tourniquet)
Mort de cause inconnue dans les semaines suivant la sortie de clinique	1 (âgé de 75 ans)	
Embolie pulmonaire non fatale	1	2
Complications locales		
Atteinte nerveuse ou musculaire dans le territoire du S.P.E		
temporaire	3	6
permanente (parésie)	2	5
Basculement d'un fragment dans le plan sagittal nécessitant une réopération	5	3
Fracture d'une broche		3
Infection sur plaques et vis		
guérie		3
persistante		1
sur fil métallique	1	
Nécrose cutanée	3	
Infection sur plaques et vis	1	
Foirage de vis (ostéotomie fémorale distale)	3	

2. Complications locales

La plupart des complications locales proviennent d'une erreur technique.

Une atteinte nerveuse et musculaire a été observée 16 fois. Elle consistait essentiellement en paresthésies au dos du pied, parfois accompagnées de parésie des extenseurs du pied. Neuf patients ont complètement récupéré. Dans 7 cas, quelques paresthésies persistent. Le plus grande prudence observée lors de la mise en place de la broche de Steinmann inférieure semble permettre d'éviter cette complication. Si la pointe de la broche introduite dans les tissus mous provoque une contraction des releveurs du pied, elle est retirée et insérée à quelque distance.

Depuis peu, nous introduisons une douille creuse à travers les muscles. La broche est passée dans cette douille creuse avant de perforer l'os. Les tissus mous sont ainsi protégés contre l'échauffement dû à la rotation rapide de la broche.

Dans 3 cas, une broche de 4 mm s'est fracturée. Depuis que nous employons des broches de 5 mm, jetées après une seule utilisation, plus aucune rupture n'est survenue.

Huit fois, le basculement des fragments de l'ostéotomie l'un par rapport à l'autre a nécessité une réintervention. Dans 4 cas, il s'agissait d'une ostéotomie fémorale inférieure effectuée selon les anciennes techniques. Dans ces cas, le basculement est évité par l'emploi de quatre broches de Steinmann. Les 4 autres patients avaient subi une ostéotomie tibiale supérieure. Le fragment proximal fortement déplacé en arrière pour avancer le tendon rotulien s'est impacté dans le fragment distal, en basculant en avant. Pour corriger la déformation, une broche de Steinmann a été introduite obliquement, d'avant en arrière et de bas en haut, dans le fragment proximal, parallèlement au plan des plateaux. Elle a servi de levier pour redresser ceux-ci. Elle a été fixée par un demi-cadre de Charnley à une autre broche introduite d'avant en arrière dans la diaphyse tibiale.

Dans 4 cas, un orifice de broche a suppuré. Trois ont rapidement guéri. L'autre suppuration s'est tarie après extraction du fil métallique maintenant dressé sur champ un greffon inséré derrière le tendon rotulien.

Une nécrose cutanée locale a rendu obligatoire l'ablation du greffon soulevant le tendon rotulien. Une autre a guéri et fait progressivement place à une peau cicatricielle. Une nécrose cutanée de plusieurs centimètres carrés s'est compliquée d'infection locale, dans les suites d'une ostéotomie tibiale supérieure selon une ancienne technique. Elle survint après un traitement par héparine instauré pour une embolie pulmonaire.

Dans un cas d'ostéotomie fémorale inférieure, les drains aspiratifs ont été accidentellement arrachés sitôt après l'opération. Un hématome s'est formé et infecté après que le patient ait quitté la clinique. Le matériel d'ostéosynthèse a dû être enlevé et le membre immobilisé en plâtre avec un résultat mauvais.

Parmi les ostéotomies fémorales inférieures fixées par deux plaques et des vis, un foirage de celles-ci se produisit chez trois patients. Deux furent réopérés. Les vis furent remplacées par des tiges filetées et des écrous. La fixation par plaques et vis n'est plus utilisée.

Dans nos mains il n'y eut pas de fracture accidentelle des plateaux tibiaux au cours de l'ostéotomie tibiale supérieure.

Les complications, relativement fréquentes au début de notre expérience, sont en fait devenues de plus en plus rares avec l'amélioration de la technique et du traitement post-opératoire.

H. Commentaire concernant la thérapeutique

De la revue des cas opérés, une constatation s'impose. La restitution exacte de la forme anatomique, suivant les canons de l'orthopédie classique, n'entraîne un résultat satisfaisant que pour une partie seulement des genoux opérés. Par contre, les interventions chirurgicales qui entraînent une distribution convenable et une réduction des contraintes articulaires donnent des résultats bons et très bons dans la majorité des cas. Dans la plupart des cas de gonarthrose, cette redistribution des contraintes ne peut s'obtenir que par une hypercorrection de la déformation du genou, avec transformation du varum en valgum et vice-versa. Il existe cependant des exceptions. Dans les cas où le valgum est secondaire à une intervention sur la hanche et n'est pas encore accompagné de lésions arthrosiques avancées, on peut admettre que l'appareil musculaire est normal. C'est alors une correction exacte qui redistribuera les contraintes sur les plus grandes surfaces portantes articulaires.

Les interventions destinées à modifier les contraintes articulaires ont ainsi entraîné 167 bons ou très bons résultats sur 184 genoux opérés: 82 sur 89 hypercorrections du varum, 9 sur 11 hypercorrections du valgum par ostéotomie tibiale supérieure, 14 sur 18 ostéotomies fémorales inférieures, y compris les corrections exactes d'un valgum provoqué par une intervention chirurgicale pour la hanche, 57 sur 60 avancements du tendon rotulien, 5 sur 6 genoux traités par une opération corrigeant une déformation éloignée.

Par contre, la restauration de la forme anatomique n'entraîne que 6 résultats satisfaisants sur 16 genoux opérés, si l'on exclut les cas exigeant une correction exacte mentionnés aux paragraphes précédents.

Les cas dans lesquels la correction a été perdue ont été des échecs.

Ces résultats confirment donc la théorie biomécanique proposée. En plein accord avec celle-ci, ils permettent de tirer les conclusions suivantes:

1. Dans le traitement de la gonarthrose, le traitement chirurgical ne doit pas restaurer la forme anatomique, but de la chirurgie classique. Il doit diminuer la sollicitation mécanique de l'articulation de façon à la rendre supportable par les tissus (chirurgie des contraintes). Ceci ne s'obtient souvent qu'au prix d'une certaine déformation.

2. Une réduction suffisante des contraintes, obtenue par les interventions décrites, entraîne habituellement la régression des signes cliniques et radiographiques d'arthrose, ce qui équivaut à une guérison.

3. Pour obtenir ce résultat, chaque cas doit être soigneusement analysé, l'opération préparée graphiquement et l'intervention chirurgicale effectuée avec la plus grande exactitude.

Chapitre VIII. Conclusions

Chez le sujet debout sur les deux pieds, la charge exercée sur les genoux correspond au poids de la partie du corps supportée, c'est-à-dire le poids du corps diminué de celui des jambes et des pieds. Mais chaque genou est beaucoup plus sollicité lors de la marche. D'une part, il supporte alors seul et excentriquement une masse plus importante puisqu'elle comprend le corps diminué seulement de la jambe et du pied en charge. D'autre part, les déplacements dans l'espace de cette partie du sujet en marche provoquent des forces fictives d'inertie qui s'ajoutent au poids du corps. Si le poids et le centre de gravité des différents segments du corps sont connus et leurs déplacements déterminés avec précision, il est possible de situer les positions successives du centre de gravité de la partie du corps supportée par le genou en charge et de calculer les forces fictives d'inertie dues aux accélérations de cette partie.

A partir de ces données, la géométrie analytique et la trigonométrie permettent de déduire la grandeur et la ligne d'action de la force exercée sur l'articulation par la partie du corps supportée. Cette force agit excentriquement sur le genou. Elle doit donc être équilibrée par des efforts musculaires et ligamentaires qui sont calculables moyennant une stylisation du problème. Les forces musculaires et ligamentaires s'ajoutent vectoriellement à la force exercée par la masse partielle du corps, pour constituer la charge supportée par le genou. Ainsi lors de la marche, chaque genou alternativement supporte une charge nécessairement plus élevée qu'en station debout immobile.

Ce raisonnement et les formules mathématiques qui en découlent peuvent être appliqués à n'importe quel individu en marche. A titre d'exemple, nous les avons rapportés au sujet I étudié par Braune et Fischer dans «Der Gang des Menschen». Seuls dans la littérature, ces auteurs publient les données détaillées et extrêmement précises nécessaires à la solution du problème tel que nous l'avons étudié. Les résultats chiffrés mentionnés au chapitre IV ne sont donc valables que pour le sujet I et pour son type de marche. Mais ils fournissent l'ordre de grandeur des forces en jeu chez tout individu normal. Lors de la marche (5,6 km/heure), chaque genou alternativement supporte une charge atteignant 5 à 6 fois le poids du corps.

Les forces agissant sur l'articulation chez d'autres sujets et dans d'autres conditions peuvent être calculées de la même façon, en appliquant les formules que nous avons élaborées, pour autant que l'on connaisse, projetées dans un système de trois plans perpendiculaires, les positions successives des articulations et des centres de gravité des différentes parties du corps. Ces données peuvent être fournies par la cinématographie ou, mieux, par la photographie au stroboscope. Celle-ci fait apparaître, sur la même image, des positions successives du corps en mouvement, séparées par un intervalle de temps déterminé, par exemple $^1/_{10}$ sec, $^1/_{100}$ sec, $^1/_{1000}$ sec. Des repères dessinés sur la peau du sujet permettent d'analyser le déplacement des différents segments corporels.

Pour des raisons d'équilibre, la charge exercée sur le genou doit croiser l'axe de flexion de l'articulation. Elle se transmet du fémur au tibia par une partie des surfaces articulaires. Pour mesurer l'étendue de ces surfaces portantes, nous avons eu recours à des déter-

minations directes sur pièces anatomiques. Après avoir rempli la capsule articulaire de produit opaque, nous avons soumis des genoux de cadavres, ayant conservé tout leur appareil ligamentaire et capsulaire, à une compression équivalant en ordre de grandeur à la force exercée physiologiquement sur l'articulation lors de la marche. Ligaments et capsules guident le mouvement comme dans l'articulation vivante. Par ailleurs, la charge assure le même contact entre les surfaces articulaires que dans le genou supportant l'individu en marche. Le produit opaque refoulé par la compression circonscrit les surfaces qui transmettent la charge. Nous avons pu établir que ces surfaces portantes ne se limitent pas au contact entre fémur et tibia mais comprennent aussi les ménisques. Le rôle de ceux-ci dans la transmission de la force de compression pouvait certes être déduit de leur structure histologique mais il est désormais clairement prouvé par les images que nous avons obtenues. L'étendue des surfaces portantes est de l'ordre de 20 cm^2 en extension, décroissant jusqu'à 11 à 12 cm^2 en flexion à 90°.

Connaissant la charge exercée sur le genou et les surfaces qui la transmettent, nous pouvons calculer les contraintes de compression moyennes exercées dans l'articulation. Elles atteignent à peu près 20 kg/cm^2 au cours du pas, pour autant qu'elles soient distribuées de façon égale sur les surfaces portantes.

Pour connaître la distribution de ces contraintes, nous nous sommes basés sur une loi établie par Pauwels au niveau d'autres surfaces articulaires et structures osseuses. D'après Pauwels, en tout endroit du squelette, la quantité de tissu osseux dépend, entre certaines limites, de la grandeur des contraintes subies. Entre ces limites, une augmentation des contraintes entraîne une apposition d'os, une diminution des contraintes une résorption osseuse. Vérifier cette loi au niveau du genou exige le recours à la radiographie dans des conditions reproduisant autant que possible la réalité fonctionnelle et permettant de comparer soit les clichés pris chez des sujets différents, soit à des moments différents chez un même sujet. On constate que les densités osseuses soulignant les plateaux tibiaux sont symétriques et d'épaisseur égale partout, pour autant que, chez l'individu considéré, les forces sollicitant le genou aient une grandeur normale au repos et à la marche et que les surfaces articulaires ne présentent aucune altération. Nous en avons conclu à une répartition régulière des contraintes dans l'articulation fémoro-tibiale du sujet normal. Une telle répartition n'est possible que si la force de compression R s'exerce au centre de gravité des surfaces portantes. La force R croise donc bien l'axe de flexion à peu près en son milieu. Cette localisation centrale de la charge R résulte d'une intégration de ses différentes positions successives. En effet, au cours du mouvement, la force R peut se déplacer en dedans ou en dehors sur l'axe de flexion du genou, entre les centres de courbure O_1 du condyle médial et O_2 du condyle latéral, changeant de grandeur en conséquence. Elle pivote aussi d'avant en arrière autour de l'axe de flexion et balaie ainsi une certaine surface des condyles fémoraux et plateaux tibiaux en contact. Ce balayage provient du fait que, comme toute articulation entre os longs, le genou est mobilisé en flexion par deux groupes de muscles insérés au voisinage de l'articulation. L'un comprend des muscles cruraux qui s'insèrent sur l'extrémité proximale du tibia et du péroné: semi-membraneux, semi-tendineux, droit interne, biceps, tenseur du fascia lata. L'autre est constitué de muscles jambiers prenant insertion sur l'extrémité distale du fémur: jumeaux, plantaire grêle, poplité, Comme Pauwels (1963) l'a démontré pour le coude, une telle disposition anatomique entraîne en règle générale les conséquences suivantes:

a) Durant le mouvement, la force R se déplace dans la région centrale des surfaces articulaires.

b) Les contraintes de compression se répartissent uniformément sur les surfaces d'appui.

c) Il n'y a pas d'augmentation localisée et durable des contraintes.

En station debout avec appui symétrique sur les deux pieds, la charge exercée sur cha-

que genou vaut 43% du poids du corps. Mais au cours de la marche elle atteint 5 à 6 fois celui-ci. Elle dépasse donc largement la force de compression supportée par la hanche du même sujet dans les mêmes conditions. Cette force, calculée par Pauwels (1935), vaut un peu plus de 4 fois le poids du corps. La différence s'explique aisément si l'on considère la distance importante séparant le genou du centre de gravité S_7 au début et à la fin de la phase monopodale de la marche. En outre, le genou supporte une partie du corps plus lourde que la hanche. Pour ces deux raisons, le moment de la force exercée excentriquement sur l'articulation par la masse S_7 est plus grand que celui de la force exercée sur la hanche par une masse partielle S_5 plus petite (poids du corps diminué de tout le membre inférieur en charge). Mais durant la marche, et plus particulièrement au début et à la fin de la phase d'appui, le genou travaille dans des positions proches de l'extension. Dans cette situation, il offre des surfaces portantes fémoro-tibiales plus étendues que celles de la hanche. Bien que soumis à une force de compression plus élevée, il subit, grâce à ces surfaces portantes, une pression articulaire moyenne d'environ 20 kg/cm^2. Celle-ci équivaut aux contraintes exercées dans l'articulation coxo-fémorale telles qu'elles ont été évaluées par Pauwels et calculées par Kummer. L'ordre de grandeur des contraintes que nous avons calculées au niveau du genou concorde exactement avec ces dernières données.

La charge R exercée sur le genou résulte de forces dues à la masse partielle du corps S_7 et d'efforts musculaires et ligamentaires qui équilibrent ces forces. La grandeur de la force R et aussi sa ligne d'action peuvent être modifiées si une ou plusieurs des composantes de R sont perturbées.

Le raisonnement mathématique permet de déterminer les causes d'un accroissement et d'un déplacement permanent de la charge R en dedans ou en dehors. La ligne d'action de la force de compression fémoro-tibiale peut être déplacée en dedans par une diminution de puissance du hauban musculaire latéral, par une augmentation du poids du corps, par la déformation du membre en varum, par un déplacement du centre de gravité du corps vers le côté opposé au genou en charge. Inversement, elle peut être déplacée en dehors par une augmentation de la puissance des muscles latéraux rendue nécessaire pour l'équilibre de la hanche, par la déformation du membre en valgum, par un déplacement du centre de gravité du corps vers le genou en charge. Elle peut être accrue, en même temps que la force de compression patello-fémorale, par le flexum de l'articulation. Le déplacement de la charge fémoro-tibiale en dedans ou en dehors, de même que l'augmentation ou le déplacement latéral de la force appuyant la rotule contre le fémur, entraîne un accroissement localisé et permanent des contraintes de compression articulaires et provoque ainsi l'apparition puis l'aggravation de lésions, généralement décrites sous le terme de gonarthrose.

Le genou se déforme progressivement en varum ou en valgum et ne peut plus s'étendre complètement. Dans beaucoup de cas d'arthrose, il existe une laxité ligamentaire avec mouvements anormaux dans le plan frontal, aggravant la déformation. La pathogenèse de celle-ci se comprend maintenant facilement.

Les modifications de la distribution des contraintes articulaires dues à un déplacement de la charge exercée sur le genou peuvent se démontrer sur modèles photo-élastiques. Une augmentation localisée de la sollicitation provenant d'un déplacement médial ou latéral de la force de compression fémoro-tibiale peut se lire directement sur les radiographies. D'après la loi d'adaptation fonctionnelle de Pauwels (1973), la forme des scléroses osseuses sous-chondrales soulignant les plateaux tibiaux correspond au contour du diagramme des contraintes. La cupule plus marquée ou le triangle dense soulignant le plateau tibial médial y traduisent donc la présence de contraintes de compression anormalement grandes qui ne peuvent être dues qu'au déplacement de la force R vers ce plateau. Ils accompagnent la gonarthrose en varum. Les mêmes signes localisés sous le plateau tibial latéral

y indiquent une hyperpression localisée qui ne s'explique que par un déplacement de la force *R* en dehors. Ils caractérisent la gonarthrose en valgum. De même une large cupule dense dans la rotule indique une augmentation des contraintes de compression patello-fémorales.

Toutes les possibilités envisagées du déplacement de la charge *R* trouvent donc leur confirmation dans les images radiographiques des scléroses sous-chondrales. Par conséquent, *la gonarthrose se caractérise par des contraintes de compression articulaires localement trop élevées,* entraînant secondairement la destruction des cartilages articulaires, le pincement de l'interligne et le remodelage des os.

A pathogénie mécanique, traitement mécanique. Pour traiter et tenter de guérir la gonarthrose, il faut diminuer la pression articulaire. Il n'existe que deux moyens d'y arriver. Le premier consiste à réduire la charge supportée par l'articulation, le second à distribuer cette charge de façon égale sur les plus grandes surfaces portantes possibles.

Des tentatives spontanées visant à réduire empiriquement la pression articulaire s'observent régulièrement. En effet, le patient souffrant d'un genou boîte et souvent s'aide d'une canne pour se déplacer. Boîterie et canne diminuent la pression dans l'articulation en réduisant la charge exercée sur le genou malade. Il en va de même de la position horizontale et de la balnéothérapie.

Un traitement rationnel doit poursuivre le même but que ces artifices empiriques plus ou moins efficaces. Pour réduire la pression articulaire autant que possible, il doit non seulement diminuer la charge supportée par l'articulation mais encore et surtout la distribuer de façon régulière sur les plus grandes surfaces d'appui. C'est ainsi que la correction du flexum diminue les forces exercées entre fémur et tibia ainsi qu'entre rotule et fémur. Elle accroît les surfaces portantes fémoro-tibiales. L'avancement du tendon rotulien réduit la force comprimant la rotule contre le fémur grâce à l'allongement du bras de levier au bout duquel le tendon rotulien agit sur le tibia et surtout grâce à l'ouverture de l'angle formé par les lignes d'action des deux forces, tendon quadricipital et tendon rotulien. Un recentrage convenable de la charge permet de répartir la pression articulaire de façon régulière sur les plus grandes surfaces portantes possibles. Il s'obtient par une ostéotomie tibiale supérieure, par une ostéotomie fémorale inférieure ou, parfois, par la correction d'une déformation située ailleurs qu'au genou.

Lorsque l'intervention chirurgicale modifie suffisamment la géométrie du membre pour diminuer et recentrer les forces de compression agissant sur le genou, les signes cliniques et radiographiques d'arthrose régressent. La douleur disparaît. On assiste à une récupération progressive et souvent complète des mouvements. Le genou redevient stable: les ligaments se retendent spontanément lorsque les conditions mécaniques sont rendues normales.

Mais c'est l'évolution souvent spectaculaire des images radiographiques postopératoires qui objective le mieux les changements apportés dans la distribution des contraintes articulaires. Le triangle dense soulignant le plateau tibial qui était surchargé disparaît et fait place à une cupule régulière. La cupule dense sous le plateau opposé s'accuse et reprend un aspect normal. Les travées spongieuses sous-jacentes deviennent plus prononcées. Un interligne articulaire réapparaît souvent sur le cliché pris en charge. Il traduit la régénération d'un tissu articulaire, probablement du fibro-cartilage remplissant les fonctions d'un cartilage hyalin.[14]

Ces signes indiquent une distribution régulière des contraintes de compression sur les deux plateaux tibiaux, c'est-à-dire sur les plus grandes surfaces portantes possibles. Un tel

[14] L'examen post-mortem de genoux dans lesquels un interligne articulaire est réapparu après traitement chirurgical manque encore. L'examen histologique d'une hanche réalisant ces conditions montre la présence de fibro-cartilage ressemblant à un cartilage hyalin (F. Endler, 1972). L'arthroscopie du genou met en évidence le même type de cartilage régénéré in vivo après qu'une intervention chirurgicale correcte ait redistribué la pression articulaire de façon égale (N. Matsumoto, communication personnelle).

changement dans la répartition des contraintes ne peut être dû qu'à un recentrage de la charge, modifiant favorablement les conditions mécaniques qui existent au genou.

Les résultats cliniques et radiographiques obtenus se maintiennent après plusieurs années, sanctionnant le caractère permanent du nouvel équilibre créé par la chirurgie, entre sollicitation mécanique et résistance des tissus articulaires.

La régression des symptômes et des signes d'arthrose pourrait cependant être attribuée à un effet biologique provoqué par l'ostéotomie et affectant la vascularisation, l'innervation, le métabolisme local, etc. Cet effet biologique existe à coup sûr mais il n'est pas essentiel. En effet, n'importe quelle ostéotomie para-articulaire ne fait pas régresser les altérations arthrosiques. Celles-ci persistent ou même s'aggravent chaque fois que l'ostéotomie n'a pas amélioré les conditions mécaniques. Ainsi lorsqu'une ostéotomie varisante pour gonarthrose en valgum n'entraîne pas une distribution de la charge sur les deux plateaux tibiaux, la résultante des forces continue à s'exercer exclusivement dans la partie latérale de l'articulation. En outre, elle est fortement augmentée par l'allongement du bras de levier du poids du corps comme nous l'avons vu page 175. C'est la raison pour laquelle les genoux ayant subi une correction insuffisante de leur valgum se sont aggravés cliniquement et radiologiquement. Par ailleurs, dans les cas de gonarthrose en varum où la correction obtenue par la chirurgie a été perdue secondairement, l'échec est la règle.

Dans tous ces cas de perte de correction d'un varum ou d'hypercorrection insuffisante d'un valgum, l'intervention a certainement provoqué les effets biologiques non spécifiques qu'entraîne toute ostéotomie. Ceux-ci n'ont cependant pas suffi à faire régresser l'arthrose. Les échecs décrits confirment ainsi l'effet mécanique du traitement chirurgical.

b

a

c

Figure 184a–c. Patiente de 69 ans (a). Après perte de la correction obtenue par une ostéotomie de l'extrémité proximale du tibia (b). Un an après qu'une réopération ait définitivement hypercorrigé la déformation en varum (c)

Une des patientes, prise parmi les mauvais résultats dus à la perte secondaire de la correction chirurgicale d'un varum (figure 184a et b), a été réopérée. L'hypercorrection convenable du varum par une nouvelle ostéotomie tibiale supérieure a provoqué la régression des signes cliniques et radiographiques d'arthrose. Ainsi, chez la même patiente, (figure 184a), une première ostéotomie tibiale supérieure qui ne corrige pas définitivement la déformation en varum entraîne l'échec (figure 184b). Parce qu'elle modifie de façon durable les conditions mécaniques, une nouvelle intervention de même type est suivie de la régression des lésions arthrosiques (figure 184c).

Plus probants encore sont les résultats obtenus par une intervention portant sur une déformation située à distance des genoux. Dans ces cas, la régression des signes d'arthrose peut difficilement être attribuée à des modifications locales qui auraient été déclenchées par l'opération, puisque celle-ci n'est pas effectuée dans le voisinage du genou malade mais à distance de celui-ci et parfois même sur le membre opposé (voir page 198). Ces résultats démontrent à suffisance que l'effet mécanique des interventions chirurgicales décrites est essentiel.

Chez la plupart des patients, la répartition régulière de la charge sur les plus grandes surfaces articulaires possibles ne peut s'obtenir que par une hypercorrection de la déformation préopératoire. En effet, restituer une forme anatomique normale équivaudrait le plus souvent à restaurer les conditions mécaniques qui sont à l'origine de l'arthrose.

Pour le traitement de la gonarthrose, il faut donc abandonner les concepts de la chirurgie classique, basée sur le rétablissement des formes anatomiques normales. Il faut les remplacer par des interventions à visée biomécanique, par une chirurgie des contraintes. C'est la conclusion à laquelle était déjà arrivé Pauwels (1973) pour la thérapeutique de la coxarthrose, de la pseudarthrose du col fémoral et de la coxa vara congénitale. L'application d'une telle chirurgie des contraintes est toutefois plus difficile au genou qu'à la hanche. En effet, pour des raisons d'équilibre, la ligne d'action de la charge exercée sur l'articulation coxo-fémorale doit passer par le centre de rotation de la tête du fémur. Lors de la préparation des interventions chirurgicales, il est donc toujours possible de situer exactement cette force. Le problème consiste à obtenir une bonne congruence entre les plus grandes surfaces articulaires possibles. Au genou, il y a équilibre si la force de compression R croise l'axe de flexion de l'articulation *n'importe où* entre les centres de courbure O_1 du condyle médial et O_2 du condyle latéral. Pour distribuer la charge sur les plus grandes surfaces portantes, il faut la déplacer sur l'axe de flexion jusqu'à ce qu'elle passe par le centre de gravité des surfaces articulaires. Pour calculer son recentrage précis, il faudrait pouvoir mesurer exactement la force que développe le hauban musculaire latéral durant toute la phase d'appui. Déterminer le potentiel d'effort du tenseur du fascia lata et du biceps, comme le proposent Blaimont et al. (1971), constitue une première approche. Elle ne nous paraît pas suffisante. Il faudrait aussi mesurer le potentiel des autres muscles intervenant dans le hauban latéral. L'électromyographie quantitative permettra peut-être d'atteindre ce but. En attendant, l'hypercorrection à apporter ne peut qu'être évaluée empiriquement par le chirurgien. Celui-ci tiendra compte du tonus musculaire du patient, de son poids, des origines traumatiques éventuelles de l'arthrose.

Une hypercorrection exagérée d'une déformationen varum semble accélérer la régression des signes d'arthrose dans la zone médiale hypersollicitée et la disparition de la laxité par rétraction spontanée des ligaments distendus. Elle risque cependant d'entraîner des lésions arthrosiques par surchage dans la région latérale du genou (voir pages 184 et 185). La gêne que provoque le genou (trop) cagneux à la marche décide souvent le patient à une réintervention. La nouvelle ostéotomie, effectuée sur un genou redevenu stable, peut être plus exacte. Elle ne laisse persister que 2° à 4° d'hypercorrection.

Malgré ces difficultés inhérentes à l'anatomie de l'articulation traitée, dans la plupart des cas il est possible, par des interventions chirurgicales bien préparées et précisément exécutées, de diminuer la charge exercée sur le genou et ainsi de réduire suffisamment les contraintes de compression articulaires pour les rendre supportables par les tissus constituant le genou. Sous l'effet d'une sollicitation mécanique redevenue supportable, les signes d'arthrose régressent et les tissus se régénèrent. Pour le malade, c'est déjà la guérison.

Annexe. Considérations sur la précision obtenue dans le calcul des forces et des contraintes s'exerçant sur le genou

A. Introduction

La grandeur de la force s'exerçant entre le fémur et le tibia chez un sujet moyen au cours de la marche a été calculée. Les contraintes internes unitaires que cet effort de contact provoque sur les surfaces portantes ont ensuite été chiffrées. Le calcul a été fait en tenant compte des effets d'inertie et des indications que l'on peut retirer actuellement de radiographies et de coupes anatomiques.

La prise en compte des effets d'inertie exige de connaître les masses des différentes parties en mouvement et le poids total du corps, diminué de la jambe et du pied en charge. Il faut ensuite connaître les lois des espaces, vitesses et accélérations de ces diverses parties du corps. De plus il est nécessaire de styliser le cheminement des efforts à l'intérieur du corps, c-à-d. dans un squelette osseux soutenu, mû et haubanné par des efforts musculaires importants. Il faut enfin, pour avoir accès aux contraintes σ en kg/cm^2, déterminer les surfaces portantes de l'articulation du genou. Ces quatre points – poids, stylisation, lois, mesures directes – conditionnent tous les stades du calcul et influencent évidemment le résultat d'une manière considérable. On peut donc se demander ce que vaut celui-ci. En d'autres mots, il faut rechercher les erreurs et variations qui peuvent entacher les valeurs des efforts et contraintes obtenues.

Nous y consacrerons cet appendice.

1. Les poids

Il semble important de préciser dès l'abord que le calcul n'est pas conduit seulement dans le but d'obtenir un chiffre final, mais surtout pour mieux se rendre compte du cheminement des efforts, de l'influence des bras de levier, de l'effet des interventions chirurgicales. C'est dire que le qualitatif de la stylisation est à nos yeux aussi important que le quantitatif qui se rapporte à un cas d'espèce. Les valeurs numériques idéales sont en effet recherchées pour un sujet déterminé, pris comme exemple.

Si, dans un autre cas donné, il existe une dissymétrie – le rapport des masses gauches et droites par exemple étant différent de celui mesuré pour lequel le calcul est conduit – il y aura évidemment un déplacement latéral consécutif du centre de gravité S_6.

Supposons par exemple que le membre supérieur droit du sujet debout sur ses deux pieds pèse 50 gr de plus que le gauche et le membre inférieur droit 100 gr de plus que le gauche, le poids total restant 58,7 kg.
Dans ces conditions

$$\Delta y_{S_6} = 0{,}029 \text{ cm}.$$

Le calcul de ce déplacement Δy_{S_6} pour des dyssymétries déjà notables n'atteint donc pas 0,03 cm. Ces dissymétries ne sont donc pas bien graves. Il faut de plus noter qu'il ne s'agit pas d'erreurs à proprement parler mais de sujets différents.

2. La stylisation

Une rotule ne peut transmettre qu'un effort dont la ligne d'action passe par son centre. Si on lui applique une force décentrée, il y a mouvement. L'équilibre ne peut être conservé, dans ce cas, que si d'autres forces interviennent.

Il est évident que l'articulation du genou doit constamment transmettre des efforts ex-

centriques et que l'équilibre est chaque fois possible grâce à des efforts musculaires qui interviennent avec des valeurs appréciables. Ces efforts musculaires sont multiples. La distribution des efforts est donc essentiellement hyperstatique et variable. Un muscle se détend, plusieurs autres se contractent pour maintenir l'équilibre. Il n'est évidemment pas possible d'entrer dans cette complexité hyperstatique. Cela détournerait d'ailleurs le jugement de l'essentiel. Ce qui est essentiel en effet, c'est de rendre le problème statique dans une stylisation saine et rationnelle. Il en est de même d'ailleurs dans le domaine des constructions où la connaissance du comportement statique de l'ensemble est plus importante que celle des particularités hyperstatiques. C'est cette stylisation statique que nous avons voulue et c'est elle qui revêt de l'importance à nos yeux. Elle donne accès aux efforts de contact osseux et aux contraintes exigées par la situation extérieure: poids du corps, inertie, mouvement, positions relatives des masses.

3. Les lois

Les lois des vitesses et des accélérations dérivent de celle des espaces par voie purement mathématique. Celle des espaces, par contre, résulte des mesures exécutées à la fin du siècle dernier par Braune et Fischer. Les données de la loi des espaces sur lesquelles repose le calcul des forces exercées sur le genou datent d'expériences réalisées de 1889 à 1904. Braune et Fischer s'étaient imposé de situer avec précision les centres de gravité des diverses parties du corps pendant la marche.

L'ancienneté de ces mesures pourrait conduire à mettre en doute leur précision vu l'évolution que les techniques de mesure ont subie depuis lors. Toutefois, il semble essentiel d'avoir lu les publications des auteurs pour se rendre compte du soin et de la rigueur scientifique qu'ils ont apportés à leurs travaux. Ils utilisaient des appareils de mesure d'une précision remarquable. Subventionnés par l'armée allemande, ils disposaient de généreux crédits leur permettant de perfectionner au maximum leur outillage. Pour leur étude de la marche, ils pouvaient sélectionner, parmi des milliers de militaires, des sujets présentant la même morphologie que celle des cadavres étudiés. Ils n'étaient enfin contraints par aucune limitation de temps et c'est d'ailleurs après plusieurs années de recherches qu'ils ont publié leurs travaux.

Ces conditions idéales sont difficiles à réunir de nos jours et nous pensons que l'on peut faire large confiance à Braune et Fischer dont les résultats n'ont jamais été démentis par des mesures ultérieures. Reprendre un tel travail serait superflu et conduirait d'ailleurs à une critique évidente soit d'ignorance de ce qui a été fait, soit de manque d'originalité.

On peut cependant rechercher l'influence qu'auraient sur le résultat final, des erreurs de mesure de Braune et Fischer, donc des erreurs dans la loi des espaces.

Cette recherche sera conduite ci-dessous:

1. En analysant l'influence d'une erreur dans l'intervalle de temps entre deux phases successives.

2. En imaginant que toutes les mesures sont entachées d'une erreur de 10%, sans compensation d'effets (erreurs relatives).

3. En imaginant que toutes les mesures de la loi des espaces sont entachées d'une erreur de 0.02 cm (erreur absolue) et en faisant la théorie des erreurs cumulées.

4. Mesures directes personnelles

Par ailleurs, nous avons été amenés, au cours de ce travail, à introduire dans les calculs des mesures que nous avions relevées sur des coupes anatomiques: les surfaces portantes à chaque phase du pas et la distance r entre le centre du genou et la couronne musculaire sur laquelle se situe le point d'insertion de la force F, composante des forces musculaires parallèle au tibia. Nous analyserons donc également les influences que des erreurs dans ces mesures peuvent exercer sur le résultat final.

B. Analyse de l'influence d'une variation de l'intervalle de temps entre deux phases successives

Rappelons tout d'abord brièvement comment Braune et Fischer ont mesuré cet intervalle de temps. Le sujet en marche était muni de multiples tubes de Poggendorf (appelés tubes de Geissler dans l'ouvrage, du nom du fabricant) fixés sur les différentes parties du corps en mouvement. Sur ces tubes on avait marqué la position de la projection des différents centres de gravité partiels. Les décharges dans les tubes étaient provoquées par une bobine de Ruhmkorff. Tous les tubes étaient reliés au même circuit secondaire de cet inducteur. Pour obtenir rigoureusement les différentes phases du pas – avec un intervalle constant – les interruptions du circuit primaire étaient régularisées au moyen d'un fort diapason. La fréquence de ce diapason fut mesurée ensuite au moyen d'un pendule à secondes. La moyenne de plusieurs mesures – toutes concordantes – donna un nombre de 260,9 phases pour 10 sec, soit un intervalle de 0,03832886 sec, entre 2 phases successives. Les auteurs ayant apporté un soin tout particulier à la mesure du temps, nous pouvons admettre une erreur maximale d'un dixième dans le nombre de phases pour 10 sec, ce qui entraînerait une variation de 0,00001470 sec entre 2 phases successives.

Les accélérations et les forces d'inertie sont inversement proportionnelles au carré du temps, c'est-à-dire que les grandeurs des forces fictives d'inertie seraient modifiées dans le rapport:

$$\frac{(0.03832886)^2}{(0.03831418)^2} = 1.000766724.$$

Une force d'inertie de 18,872 kg (D_x phase 14) deviendrait 18,886 kg, soit une augmentation de 0,074%. Une force de 1,155 kg (D_x phase 12) deviendrait 1,156 kg. Ces variations sont évidemment trop minimes pour entraîner une modification significative dans la suite des calculs et dans la valeur de la contrainte unitaire s'exerçant à l'articulation.

C. Influence d'une erreur systématique de 10% sur toutes les mesures de Braune et Fischer

Les figures 36, 37 et 38 montrent, dans leur partie supérieure, l'évolution des coordonnées x, y et z de S_7 pendant le pas. La continuité parfaite de ces résultats calculés prouve incontestablement la précision des observations sur lesquelles les calculs sont basés. Dans de telles courbes, il n'est pas possible d'attribuer des modifications à une des mesures sans trouver aussitôt une anomalie dans la continuité du phénomène géométrique.

On peut évidemment estimer que les mesures de Braune et Fischer sont toutes affectées d'un certain pourcentage d'erreur mais ce pourcentage doit être commun à chacune pour permettre d'avoir à nouveau une courbe lisse. Ceci équivaudrait à étudier un sujet dont le poids serait différent. C'est pourquoi l'analyse de l'erreur dans ce sens ne peut apporter d'information essentielle.

Supposons que toutes les mesures de Braune et Fischer soient entachées d'une erreur énorme de 10%, dans un sens qui ne crée aucune compensation des effets des erreurs. On peut refaire les calculs pour les deux phases 14 et 21 du pas.

Les valeurs de D_x, D_y, D_z du tableau 2 sont à multiplier par 1,1. Il en est de même des valeurs des x, y, z du tableau 1 et des x_G, y_G, z_G du tableau 4.
On obtient ainsi les valeurs modifiées de x'_G, y'_G et z'_G qui interviennent dans les relations de la page 53.
Pour $P = 54{,}560$ kg on a alors:

Phases	x'_G	y'_G	z'_G	
14	18.095	10.769	52.349	
21	−15.686	7.854	54.043	
Phases	D_x	D_y	D_z	$P_7 + D_z$
14	10.5919	5.9312	20.7592	75.3192
21	−5.9312	5.5077	11.4389	65.9989

Dans ces conditions, les valeurs modifiées des M_x, M_y et M_z sont:

Phases	M_x	M_y	M_z
14	−500.6201	808.4255	6.7391
21	−220.7028	−714.7189	39.8102

Le calcul des *A, B, C, D, E, K* se fait par les relations de la page 53.

Phases	*A*	*B*	*C*
14	14.258671	15.961534	73.227493
21	15.822796	9.636506	63.860407
Phases	*D*	*E*	*K*
14	−499.693148	805.236438	−78.219808
21	−195.813587	−706.203314	155.083062

La force de compression *R* du tableau 7 est ainsi modifiée

14	de 247 à 262 kg
21	de 199 à 210 kg

Elle est donc augmentée dans les deux cas de 6%, pour trois erreurs de 10%, combinées pour augmenter leur effet.

Ce serait le cas d'un sujet dont le poids total serait de 62,200 kg au lieu de 58,700 kg.

D. Théorie des erreurs cumulées en admettant une variation de 0,2 mm pour toutes les mesures

Pour obtenir la position tridimensionnelle des centres de gravité partiels des différentes parties du corps à chaque phase du pas, le sujet étudié, muni des différents tubes de Geissler, était photographié simultanément suivant quatre directions. Pour éviter les déformations de l'image lors du tirage sur papier sensible, les renseignements étaient lus directement sur la plaque photographique, au moyen d'un appareil conçu spécialement à cet effet. Un système de projections centrales permet, à partir des projections sur les différents plans des plaques photographiques, de situer les centres de gravité dans l'espace. Dans leurs calculs, les auteurs ont tenu compte des éventuelles déformations dues aux lentilles et ont apporté les corrections nécessaires.

Nous poserons $\varepsilon = 0{,}02$ cm l'erreur maximale possible sur les coordonnées des différents centres de gravité et $\eta = 0{,}01'$ l'erreur maximale sur les orientations des angles ψ et φ.

Calcul des erreurs cumulées

1. Les accélérations sont toutes données par des formules analogues à celles de la page 36.

$$\operatorname{acc} z_p = \frac{z_{p+1} - 2z_p + z_{p-1}}{t^2}$$

et l'erreur (constante) vaut $4\varepsilon/t^2$.

2. L'erreur sur les forces fictives d'inertie sera:

$$\varepsilon' = \frac{4\varepsilon}{t^2} \cdot \frac{P}{g} = 3.081259 \text{ kg}.$$

3. Les cos de α_P, β_P et γ_P sont donnés par la relation (page 39) $\cos \alpha_P = \frac{D_x}{P}$

$$\Delta(\cos \alpha_P) = \frac{\varepsilon'}{P}\left(1 + \cos \alpha_P \frac{(D_x + D_y + D_z + P_7)}{P_7}\right).$$

et des relations analogues pour $\cos \beta_P$ et $\cos \gamma_P$.

Le tableau 22 donne les résultats pour les phases 12 à 16.

4. Calcul des cos de α_t, β_t et γ_t.

Les formules page 50 donnent:

$$\cos \gamma_t = \frac{1}{\sqrt{1 + \operatorname{tg}^2 \psi_4 + \operatorname{tg}^2 \phi_4}},$$

$$\cos \alpha_t = \frac{\operatorname{tg} \phi_4}{\sqrt{1 + \operatorname{tg}^2 \psi_4 + \operatorname{tg}^2 \phi_4}},$$

$$\cos \beta_t = \frac{\operatorname{tg} \psi_4}{\sqrt{1 + \operatorname{tg}^2 \psi_4 + \operatorname{tg}^2 \phi_4}}.$$

Tableau 22

Phases	$\cos\alpha$	$\Delta(\cos\alpha)$	$\cos\beta$	$\Delta(\cos\beta)$	$\cos\gamma$	$\Delta(\cos\gamma)$
12	0.018898	0.051385	0	0.050414	0.999822	0.101763 (Mx $\cos\gamma = 1$)
13	0.244778	0.054312	0.026044	0.043011	0.969229	0.091743
14	0.129671	0.047904	0.072613	0.035615	0.98889	0.090373
15	0.111226	0.084060	0.101961	0.083235	0.988569	0.162239
16	0.058341	0.082796	0.048622	0.081962	0.997122	0.163421

Tableau 23

	12	13	14	15	16
a_u $\pm\Delta a_u$	0.993272 $\pm$(0.00657280)	0.99981342 $\pm$(0.000091896)	0.998809562 $\pm$(0.000131569)	0.997482209 $\pm$(0.000093518)	0.996143824 $\pm$(0.000086936)
c_u $\pm\Delta c_u$	0.115803934 $\pm$(0.000305593)	0.006108615 $\pm$(0.00033881)	0.048849937 $\pm$(0.000297674)	0.070450564 $\pm$(0.000764857)	0.087735492 $\pm$(0.000328040)
a_v $\pm\Delta a_v$	0.012889272 $\pm$(0.00066869)	−0.000760309 $\pm$(0.000038174)	−0.006593779 $\pm$(0.00054777)	−0.008665915 $\pm$(0.000115222)	−0.104015319 $\pm$(0.000329499)
b_v $\pm\Delta b_v$	0.993786569 $\pm$(0.000031821)	0.992223984 $\pm$(0.00037415)	0.9908448220 $\pm$(0.000077248)	0.992405798 $\pm$(0.000037053)	0.994533502 $\pm$(0.000031253)
c_v $\pm\Delta c_v$	0.110553656 $\pm$(0.001736134)	0.124462795 $\pm$(0.000307381)	0.134819612 $\pm$(0.000314369)	0.122697336 $\pm$(0.000310799)	0.104015319 $\pm$(0.000304323)

Pour obtenir avec précision l'erreur maximale sur ces quantités, nous avons calculé successivement et pour les phases 12 à 16 le $\cos\gamma_t$ en *ajoutant* 1′ à ψ_4 et φ_4, puis en *retirant* 1′ de ψ_4 et φ_4 et nous avons conservé dans chaque cas la plus grande des erreurs. Les erreurs sur $\cos\alpha_t$ et $\cos\beta_t$ ont été déterminées en multipliant la plus grande valeur de $\operatorname{tg}\psi_4$ (φ_4) par la plus petite valeur de $\cos\gamma_t$ puis l'inverse et en retenant dans chaque cas l'erreur la plus grande. On a pu aussi en déduire les erreurs sur $\sin\beta_t$ et $\operatorname{tg}\beta_t$.

5. Calcul des Δ (a_u, b_u, c_u, a_v, b_v, c_v).

Ces grandeurs sont données par les formules de la page 52.
Comme précédemment, les erreurs ont été évaluées en faisant

$$(a_u)_{\text{Mx}} = \frac{(\cos\gamma_t)_{\text{Mx}}}{(\sin\beta_t)_{\text{min}}}$$

ou

$$(a_u)_{\text{min}} = \frac{(\cos\gamma_t)_{\text{min}}}{(\sin\beta_t)_{\text{Mx}}}$$

et

$$\Delta a_u = |a_{u_{\text{Mx}}} - a_u|$$

ou

$$|a_u - a_{u\,\text{min}}|.$$

Chaque fois l'erreur la plus grande a été retenue.

Les résultats de ces calculs sont donnés dans le tableau 23.

6. Calcul des M_x, M_y, M_z.

Ces grandeurs dépendent des forces fictives d'inertie D_x, D_y et D_z qui sont affectées d'une erreur constante $\varepsilon' = 3{,}081259$ kg et des quantités

$$x' = -x_7 + x_G,$$
$$y' = -y_7 + y_G,$$
$$z' = z_7 - z_G$$

qui, différences de deux coordonnées, seront affectées d'une erreur constante $2\varepsilon = 0{,}04$ cm.

Les différences résultantes auraient des formes analogues à:

$$\Delta M_x = 2\varepsilon(D_y + D_z + P_7) + \varepsilon'(z' + y').$$

7. Le calcul de R et F exige la connaissance des quantités C, D, E définies page 53. Les erreurs sur ces valeurs se calculent par les relations

$$\Delta C = \varepsilon'(\cos\alpha_t + \cos\beta_t + \cos\gamma_t) + D_x \Delta(\cos\gamma_t) + D_y \Delta(\cos\beta_t) + (D_z + P_7)\,\Delta(\cos\gamma_t),$$
$$\Delta D = a_u \Delta M_x + c_u \Delta M_z + \Delta a_u M_x + \Delta c_u M_z,$$
$$\Delta E = a_v \Delta M_x + b_v \Delta M_y + c_v \Delta M_z + \Delta a_v M_x + \Delta b_v M_y + \Delta c_v M_z.$$

8. Calcul de R et F.

F est donnée par la relation:

$$F = \frac{\sqrt{D^2 + E^2}}{r}$$

et

$$\Delta F = \frac{D\Delta D + E\Delta E}{r\sqrt{D^2 + E^2}},$$

$$R = C + F,$$
$$\Delta R = \Delta C + \Delta F$$

et

$$\sigma = \frac{R}{S}, \quad \Delta\sigma = \frac{\Delta R}{S}.$$

Le résultat des calculs est donné au tableau 24.

E. *Influence d'une variation dans la mesure des surfaces portantes*

Ces mesures sont à priori entachées d'une erreur de parallaxe, les surfaces projetées étant un peu plus grandes que les surfaces réelles. Mais nous n'utilisons pas ces mesures telles quelles. Nous les ramenons à un commun dénominateur, la dimension du genou du sujet I de Braune et Fischer. Les altérations dues à la parallaxe n'ont donc aucune signification et sont automatiquement éliminées.

Par contre, deux objections peuvent être soulevées quant au tracé des contours des surfaces portantes. D'une part, en quelques endroits, la frontière entre zone couverte de produit opaque et zone claire n'est pas parfaitement délimitée. D'autre part, il est possible que la partie marginale de la zone claire représente une surface de contact et non pas une surface portante. Nous évaluons à 0,1 cm[15] la largeur de la bande marginale douteuse en deçà et au delà-du dessin des contours anamorphosés aux dimensions du sujet de Braune et Fischer. Les surfaçages ont été faits pour

Tableau 24

Phases	F	ΔF	R	ΔR	$\sigma = \frac{R}{S}$	$\Delta\sigma$	%
12	294.1556	±57.2303	354.6082	±60.681047	19.432	±3.325	17.11
13	189.2861	±56.8880	260.7491	±60.339147	15.135	±3.549	23.45
14	175.6290	±35.6571	247.1082	±39.2783	13.716	±2.170	15.82
14	55.3060	±33.7827	95.1271	±37.4323	5.1301	±1.980	38.60
16	54.7767	±38.4808	93.5045	±42.1274	4.699	±2.171	46.20

Tableau 25

Surface initiale [cm²]	(Surface + 1 mm) [cm²]	Différence [%]	(Surface − 1 mm) [cm²]	Différence [%]
18.012	20.55	14	15.39	15
20.178	22.952	14	14.706	12
10.362	11.76	14	8.67	16
10.656	12.204	15	9.324	13

4 contours différents. Les résultats en sont donnés au tableau 25.

Les surfaces que nous avons mesurées ne correspondent pas rigoureusement aux phases du pas des travaux de Braune et Fischer. Nous avons donc tracé une courbe continue de ces surfaces et nous avons ainsi déterminé la valeur de la surface portante à chaque phase du pas. A partir des grandeurs effectivement mesurées au planimètre et reportées au tableau 25, nous avons calculé l'erreur moyenne possible sur la grandeur des surfaces portantes. Elle vaut 14%.

L'influence de cette erreur est donnée au tableau 26.

Tableau 26

Phases	σ	σ_{Mx}	%	σ_{min}	%
12	19.432	22.594	16.27	17.044	12.29
13	15.135	17.835	17.84	13.454	11.10
14	13.716	15.875	16.28	11.976	12.28
15	5.130	5.852	14.08	4.415	13.94
16	4.699	5.6044	19.27	4.228	10.03

[15] Une couche épaisse de 0,01 cm de suspension de sulfate de baryum apparaît en radiographie. Nous l'avons déterminée en comprimant un cylindre de méthyl-métacrylate contre le fond d'une boîte de méthyl-métacrylate contenant une suspension de sulfate de baryum. La largeur de la zone transparente provoquée par la compression du cylindre fut mesurée sur des radiographies. Il apparait que le baryum est visible lorsque l'épaisseur de la solution atteint 0,01 cm. Si les surfaces articulaires du fémur et du tibia forment un angle de 6° à l'endroit où elles entrent en contact et si elles sont considérées comme plates dans le voisinage immédiat de cette ligne de contact, l'intervalle entre ces surfaces articulaires vaut 0,01 cm à 0,1 cm de la ligne de contact. Si l'angle formé par les surfaces articulaires est de 45°, l'intervalle entre les surfaces atteint 0,01 cm à 0,01 cm de la ligne de contact.

F. Influence d'une erreur d'estimation de r

Nous avons évalué sur coupes anatomiques la distance r qui sépare le centre du genou du point d'application de la force F, composante parallèle au tibia de l'ensemble des efforts musculaires. La valeur $r = 5$ cm que nous avons adoptée constitue la moyenne de mesures que nous avons effectuées en ramenant tous les genoux étudiés aux dimensions du sujet I de Braune et Fischer. On peut cependant estimer qu'au cours de la marche il n'y a pas une seule force musculaire F qui intervient mais deux forces distinctes, F_a antérieure et F_l latérale, orientées à 90° l'une par rapport à l'autre sur le cercle de centre G et de rayon $r = 5$ cm (figure 51).

Cette situation extrême suppose un tendon linéaire devant le genou et un autre en dehors, agissant simultanément et sans aponévrose entre eux. Elle ne se rencontre évidemment pas dans la réalité. Toutefois, à titre d'indication, nous avons calculé les valeurs extrêmes que pourraient prendre R et σ en admettant cette situation pour quelques phases du pas. Ceci suppose que la résultante F passe par le milieu de la corde AL, joignant 2 points orientés à 90° l'un par rapport à l'autre, et que r devient $\frac{r\sqrt{2}}{2}$.

Tableau 27

Phases	R	$R+\Delta R$	σ	$\sigma+\Delta\sigma$	%
12	354.6082	444.370	19.432	24.349	25.30
13	260.7491	333.768	15.135	19.633	29.72
14	247.1082	313.103	13.716	17.298	26.12
15	95.1271	119.552	5.130	6.325	23.30
16	93.5045	116.1938	4.699	5.9894	27.46

Le résultat des calculs est reporté au tableau 27.

Soit, pour ces 5 mesures, une erreur moyenne de 26,38%. Ce cas est un cas limite, inaccessible en pratique. Par conséquent, en admettant que plusieurs muscles entrent en jeu pour certaines phases du pas ou que le point d'insertion d'un muscle de la couronne ne soit pas exactement situé à 5 cm du centre du genou, nous pouvons affirmer que les modifications que ces situations apporteraient aux valeurs de R et de σ seraient toujours inférieures à 26%.

Par ailleurs, nous avons donné, au tableau 7, les variations de R et de F pour les cas extrêmes où la force R ne croiserait pas l'axe de flexion au centre G du genou, mais au point O_1, centre du condyle médial, puis au point O_2, centre du condyle latéral. Entre ces deux positions extrêmes, r varie de 2,4 à 7,6 cm.

G. Mesures directes

Aucune mesure directe n'a confirmé les résultats du calcul des forces exercées sur le genou. On a évoqué la possibilité d'utiliser des jauges de contraintes au voisinage de l'articulation ou un plateau de forces sur lequel un sujet marcherait. Des jauges de contraintes pourraient en principe être collées sur le tibia ou le fémur en dehors de la capsule articulaire. La mise en place de ces jauges sur os vivant suppose un dépériostage suffisant avec altérations plus ou moins importantes des tissus périarticulaires par la cicatrisation et le passage de fils métalliques à travers ces tissus de façon permanente. Ces altérations et la présence des conducteurs électriques changeraient le jeu articulaire physiologique. D'autre part, l'expérimentation devrait être réalisée sur sujet normal. Or il ne semble pas opportun de soumettre à un risque chirurgical un individu bien portant, dans le but d'obtenir des données expérimentales.

Celles-ci ne seraient d'ailleurs qu'approximatives parce que recueillies à une certaine distance de l'articulation, sur la corticale du tibia ou du fémur. Or les déformations dues à l'action des forces se passent surtout dans le cartilage et le tissu spongieux sous-jacent (Radin et Paul, 1970; Radin et al., 1970).

On peut imaginer d'insérer sous les plateaux des capsules qui seraient sollicitées en compression. La présence de telles capsules et la fente pratiquée dans l'os pour leur introduction modifieraient l'architecture du tissu spongieux et ainsi la répartition des contraintes (Pauwels, 1973; Radin et Paul, 1970). D'autre part, chaque jauge de contraintes ne pourrait donner que la pression locale. Il faudrait encore en déduire la pression moyenne avec l'imprécision que cela comporte.

L'utilisation d'un plateau de forces ne peut donner que les forces transmises *au sol* par le sujet en marche mais aucun renseignement direct en ce qui concerne les forces exercées *sur le genou*. Celles-ci peuvent atteindre 6 fois le poids du corps. Elles sont provoquées en majeure partie par les tractions musculaires qui appliquent fortement les deux os l'un contre l'autre et qui n'apparaissent pas au plateau de forces. Ces forces peuvent être calculées à partir de l'effort au sol et des masses et accélérations des parties du corps (Paul, 1965, 1966, 1969 et Morrisson, 1968, 1970). Nous avons préféré aborder le calcul à partir de la masse et des accélérations de la partie du corps supportée par l'articulation.

H. Conclusions

Les erreurs possibles que nous avons calculées et les variations acceptables des mesures réalisées ne modifient pas essentiellement l'ordre de grandeur de nos résultats. Malgré l'impossibilité actuelle de mesures directes dans une articulation normale, les valeurs que nous avons calculées donnent donc une bonne idée des forces et des contraintes dans un genou normal et dans un genou pathologique.

Bibliographie

Ahlback, S.: Osteoarthrosis of the knee. Acta radiol., (Stockh.) Suppl. 127 (1968).

Amtmann, E., Kummer, B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. II. Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in der Frontalebene. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. **127**, 286-314 (1968).

Bandi, W.: Chondromalacia patellae und femoro-patellare Arthrose. Helv. chir. Acta., Supplementum II (1972).

Basmajian, J.V.: Muscles alive. Baltimore: The Williams and Wilkins Company 1967.

Bauer, G.C.H.: Diagnosis and treatment of gonarthrosis (osteoarthritis of the knee). S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 369-385, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Benoist, J.P., Ramadier, J.O.: Luxations et subluxations de la rotule (traumatiques exceptées). Rev. Chir. orthop. **55**, 89-109 (1969).

Blaimont, P.: The curviplane osteotomy in the treatment of the knee arthrosis. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 443-446, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Blaimont, P., Burnotte, J., Baillon, J.M., Duby, P.: Contribution biomécanique à l'étude des conditions d'équilibre dans le genou normal et pathologique. Acta orthop. belg. **37**, 573-591 (1971).

Bouillet, R., Gaver, Ph. van: L'arthrose du genou. Étude pathogénique et traitement. Acta orthop. belg. **27**, 1-188 (1961).

Braune, W., Fischer, O.: Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers. Abhandl. d. Math.-Phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. Wissensch. **15**, 561-589 (1889).

Braune, W., Fischer, O.: Bewegungen des Kniegelenks nach einer neuen Methode an lebenden Menschen gemessen. Abhandl. d. Math.-Phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. Wissensch. **17**, 75-150 (1891).

Braune, W., Fischer, O.: Der Gang des Menschen. I. Teil. Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen. Abhandl. d. Math.-Phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. Wissensch. **21**, 153-322 (1895).

Casuccio, C., Scapinelli, R.: Surgical treatment of osteoarthritis of the knee. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 467-475, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Cauchoix, J., Duparc, J., Lemoine, A., Deburge, A.: L'ostéotomie dans les gonarthroses avec déviation angulaire dans le plan frontal. Résultats et indications thérapeutiques. Rev. Chir. orthop. **54**, 343-360 (1968).

Coventry, M.B.: Osteotomy of the upper portion of the tibia for degenerative arthritis of the knee: a preliminary report. J. Bone Jt Surg. A **47**, 984-990 (1965).

Coventry, M.B.: Osteotomy for genuarthrosis. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 358-361, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences 1970.

Coventry, M.B.: Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoïd arthritis. Indications, operative technique and results. J. Bone Jt Surg. A **55**, 23-48 (1973).

Crosby, B.E., Insall, J.: Recurrent dislocation of the patella. Relation of treatment to osteoarthritis. J. Bone Jt Surg. A **58**, 9-13 (1976).

Debeyre, J., Patte, D.: Intérêt des ostéotomies de correction dans le traitement de certaines gonarthroses avec déviation axiale. Rev. Rhum. **29**, 722-729 (1962).

Debeyre, J., Artigon, J.M.: Résultats à distance de 260 ostéotomies tibiales pour déviations frontales du genou. Rev. Chir. orthop. **58**, 335-339 (1972).

Debeyre, J., Artigon, J.M.: Les indications et les résultats de l'ostéotomie tibiale. Rev. Chir. orthop. **59**, 641-656 (1973).

Debrunner, A., Seewald, K.: Die Belastung des Kniegelenkes in der Frontalebene. Z. Orthop. **98**, 508-523 (1964).

Devas, M.B.: High tibial osteotomy. A method especially suitable for the elderly. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 463-466, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Elftman, H.: Forces and energy changes in the leg during walking. Amer. J. Physiol. **129**, 672 (1940).

Elftman, H.: The action of muscles in the body. Biol. Symp. **3**, 191 (1941).

Endler, F.: Traitement biomécanique chirurgical de la nécrose avasculaire de la tête fémorale. Acta orthop. belg. **38**, 537 (1972).

Engin, A.E., Korde, M.S.: Biomechanics of normal and abnormal knee joint. J. Biomech. **7**, 325-334 (1974).

Ficat, P.: Pathologie fémoro-patellaire. Paris: Masson et Cie. 1970.

Ficat, P.: Les déséquilibres rotuliens. Paris: Masson & Cie. 1973.

Fick, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke, Bd. 3, p. 535. Jena: G. Fischer 1910.

Fischer, O.: Der Gang des Menschen. II. Teil. Die Bewegung des Gesammtschwerpunktes und die äußeren Kräfte. Abhandl. d. Math.-Phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. Wissensch. **25**, 1-163 (1899).

Fischer, O.: Der Gang des Menschen. III. Teil. Betrachtungen über die weiteren Ziele der Untersuchung und Überblick über die Bewegungen der unteren Extremitäten. Abhandl. d. Math.-Phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. Wissensch. **26**, 87–185 (1900).

Fischer, O.: Der Gang des Menschen. IV. Teil. Über die Bewegung des Fußes und die auf denselben einwirkenden Kräfte. Abhandl. d. Math.-Phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. Wissensch. **26**, 471–569 (1901).

Fischer, O.: Der Gang des Menschen. V. Teil. Die Kinematik des Beinschwingens. Abhandl. d. Math.-Phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. Wissensch. **28**, 321–428 (1903).

Fischer, O.: Der Gang des Menschen. VI. Teil. Über den Einfluß der Schwere und der Muskeln auf die Schwingungsbewegung des Beins. Abhandl. d. Math.-Phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. Wissensch. **28**, 533–623 (1904).

Föppl, L., Mönch, E.: Praktische Spannungsoptik. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1959.

Fürmaier, A.: Beitrag zur Ätiologie der Chondropathia Patellae. Arch. orthop. Unfall-Chir. **46**, 178 (1953a).

Fürmaier, A.: Beitrag zur Mechanik der Patella und des Kniegelenks. Arch. orthop. Unfall-Chir. **46**, 78 (1953b).

Gebhardt, W.: Diskussion zum Vortrag J. Schaffer: Trajektorielle Strukturen im Knorpel. Verh. anat. Ges. (Jena) **25**, 162–168 (1911).

Goodfellow, J., Hungerford, D.S., Zindel, M.: Patellofemoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. 2. Chondromalacia patellae. J. Bone Jt Surg. B**58**, 287–299 (1976).

Goronwy, T.: Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee – proceedings and reports of councils and associations. J. Bone Jt Surg. B **44**, 956 (1962).

Groeneveld, H.B.: Neuere Möglichkeiten der Behandlung der femoro-patellaren Arthrose. Z. Orthop. **111**, 527–529 (1973).

Hagstedt, B.: High tibial osteotomy for gonarthrosis. Department of Orthopaedic Surgery. Lund 1974.

Harding, M.L.: A fresh appraisal of tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. Clin. Orthop. and related Res. **114**, 223–234 (1976).

Harrington, I.J.: The effect of congenital and pathological conditions on the load action transmitted at the knee joint. Instr. Mech. Engrs. (1974).

Helfet, A.: Disorders of the knee. Philadelphia-Toronto: Lippincott Co. 1974.

Henry, A.K.: Extensile exposure. Edinburgh, London: Livingstone 1959.

Herbert, J.J., Bouillet, R., Debeyre, J., Marchin, P. de, Duparc, J., Ficat, P., Gariepy, J., Glimet, J., Judet, J., Maquet, P., Masse, P., Ramadier, J.O., Simonet, J., Trillat, A.: Symposium sur les gonarthroses d'origine statique. Rev. Chir. orthop. **53**, 107–198 (1967).

Hsieh, H.H., Walker, P.S.: Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. J. Bone Jt Surg. A**58**, 87–93 (1976).

Hughes, J., Paul, J.P., Kenedi, R.M.: Control and movements of the lower limbs: In: Modern Trends in Biomechanics, Vol. I, pp. 147–179. (Simpson, D.C., ed.). London: Butterworths 1970.

Husson, A.: The functional anatomy of the knee joint: the closed kinematic chain as a model of a knee joint. The knee joint. Amsterdam: Excerpta medica 1973. (ISBN, 90, 219, 02540).

Husson, A.: La chaîne cinématique fermée. Bull. Ass. Anat. (Nancy) **57**, 159 (1973).

Husson, A.: Biomechanische Probleme des Kniegelenks. Orthopäde, **3**, 127–134 (1974).

Insall, J., Falvo, K.A., Wise, D.W.: Chondromalacia patellae. A prospective study. J. Bone Jt Surg. A**58**, 1–8 (1976).

Jackson, J.P., Waugh, W.: Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. J. Bone Jt Surg. B **43**, 746–751 (1961).

Jackson, J.P., Waugh, W.: Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, pp. 386–392, 1970.

Jackson, J.P., Waugh, W.: The technique and complications of upper tibial osteotomy. J. Bone Jt Surg. B**56**, 236–245 (1974).

Johnston, R.C., Smidt, G.L.: Measurement of hip-joint motion during walking. J. Bone Jt Surg. A **51**, 1083–1094 (1969).

Judet, J.: Traitement des gonarthroses. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 405–407, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Kaufer, H.: Mechanical function of the patella. J. Bone Jt Surg. A**53**, 1551–1560 (1971).

Kettelkamp, D.B., Chao, E.Y.: A method for quantitative analysis of medial and lateral compression forces at the knee during standing. Clin. Orthop. related Res. **83**, 202–213 (1972a).

Kettelkamp, D.B., Jacobs, A.W.: Tibiofemoral contact area. Determination and implications. J. Bone Jt Surg. A **54**, 349–356 (1972b).

Kettelkamp, D.B., Leach, R.E., Nasca, R.: Pitfalls of proximal tibial Osteotomy. Clin. Orthop. and related Res. **106**, 232–241 (1975).

Kleins, H.: Infrakondyläre Osteotomie. Stabilisierung mit äußerem Spanner. Indikation, Technik, Komplikationen. Z. Orthop. **114**, 26–31 (1976).

Knese, K.H.: Statik des Kniegelenkes. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. **118**, 471–512 (1955).

Kohn Tebner, A., Orlando, D.M., Lamenza, A.: La osteotomia de la tibia en la artrosis de rodilla. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 476–485, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Koshino, T.: Effects of weight-bearing forces on healing process of tibial osteotomy in man. Clin. Orthop. and related Res. **78**, 286–295 (1971).

Koshino, T., Ranawat, N.S.: Healing Process of osteoarthritis in the knee after high tibial osteotomy. Clin. Orthop. and related Res. **82**, 149–156 (1972).

Kostuik, J.P., Schmidt, O., Harris, W.R., Woolbridge,

C.: A study of weight transmission through the knee joint with applied varus and valgus loads. Clin. Orthop. and related Res. **108**, 95–98 (1975).

Krause, W.R., Pope, M.H., Johnson, R.J., Wilder, D.G.: Mechanical changes in knee after meniscectomy. J. Bone Jt Surg. A **58**, 599–604 (1976).

Kummer, B.: Eine vereinfachte Methode zur Darstellung von Spannungstrajektorien, gleichzeitig ein Modellversuch für die Ausrichtung und Dichteverteilung der Spongiosa in den Gelenkenden der Röhrenknochen. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. **119**, 223–234 (1956).

Kummer, B.: Bauprinzipien des Säugerskeletes. Stuttgart: G. Thieme 1959.

Kummer, B.: Gait and posture under normal conditions with special reference to the lower limbs. Clin. Orthop. **25**, 32–41 (1962).

Kummer, B.: La Arquitectura funcional de los huesos largos de los miembros. Lecciones de anatomia humana, pp. 685–710. Madrid: Editorial Marban 1962b.

Kummer, B.: Die Biomechanik der aufrechten Haltung. In: Mitteilungen der Naturforschenden Gesellschaft in Bern, N. F. 22, Band 1965. Bern: Druck Paul Haupt, 1965.

Kummer, B.: Photoelastic studies on the functional structure of bone. Folia biotheoretica **VI**, 31–40 (1966).

Kummer, B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. I. Allgemeine Problematik. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. **127**, 277–285 (1968).

Kummer, B.: Die Beanspruchung der Gelenke, dargestellt am Beispiel des menschlichen Hüftgelenks. Verh. dtsch. Ges. Orthop. u. Traumat., 55. Kongreß, Kassel, 1968. Stuttgart: F. Enke 1969.

Kummer, B.: Biomechanics of bone: mechanical properties, functional structure, functional adaptation. In: Biomechanics: its Foundations and Objectives (Fung, Y.C., Perrone, N., and Anliker, M. eds.), pp. 237–271. Englewood Cliffs, New-Jersey: Prentice Hall Inc. 1972.

Lagier, R.: Anatomo-pathologie de la gonarthrose. In: Die Gonarthrose (Nicod, L. ed.), pp. 12–34. Bern-Stuttgart-Wien: Verlag Hans Huber, 1970.

Langa, G.S.: Experimental observations and interpretations on the relationship between the morphology and function of the human knee joint. Acta anat. (Basel) **55**, 16–38 (1963).

Lange, M.: Orthopädisch-chirurgische Operationslehre, pp. 660–664. München: Bergman 1951.

Luther, R.: Zur operativen Behandlung der Retropatellararthrose. Orthop. **111**, 529–531 (1973).

MacIntosh, D.L.: The surgical treatment of osteoarthritis of the knee. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 400–404, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Magnuson, P.B.: Technique of debridement of the knee joint for arthritis. Surg. Clin. N. Amer. **26**, 249 (1946).

Maquet, P.: Considérations biomécaniques sur l'arthrose du genou. Un traitement biomécanique de l'arthrose fémoro-patellaire. L'avancement du tendon rotulien. Rev. Rhum. **30**, 779–783 (1963).

Maquet, P.: Biomécanique des membres inférieurs. Acta orthop. belg. **32**, 705–725 (1966).

Maquet, P.: Charge et sollicitation mécanique des os. Le principe du hauban. Rev. méd. Liège **XXIV**, 115–132 (1969a).

Maquet, P.: Biomécanique du genou et gonarthrose. Rev. méd. Liège **XXIV**, 170–195 (1969b).

Maquet, P.: Biomechanics and osteoarthritis of the knee. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 317–357, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences 1970.

Maquet, P.: Biomécanique de la gonarthrose. Acta orthop. belg. **38**, Suppl. I, 33–54 (1972).

Maquet, P.: Biomechanische Aspekte der Femur-Patella Beziehungen, Z. Orthop., **112**, 620–623 (1974).

Maquet, P.: Advancement of the tibial tuberosity. Clinical Orthopaedics and related Research, **115**, 225–230 (1976).

Maquet, P., Van de Berg, A., Simonet, J.: Femoro-tibial weight-bearing areas. J. Bone Jt Surg. A **57**, 766–771 (1975).

Maquet, P., Marchin, P. de: Biomécanique du genou. Rhumatologie XVI, 465–468 (1964).

Maquet, P., Marchin, P. de: Guérison, par la chirurgie, des arthroses de la hanche et du genou. Méd. et Hyg. (Genève) **25**, 1440–1441 (1967).

Maquet, P., Marchin, P. de, Simonet, J.: Biomécanique du genou et gonarthrose. Rhumatologie **XIX**, 51–70 (1967b).

Maquet, P., Pelzer, G., Lamotte, F. de: La sollicitation mécanique du genou durant la marche, Acta Orthop. Belg., **41**, Suppl. I, 119–132 (1975).

Maquet, P., Simonet, J., Marchin, P. de: Étude photoélastique du genou. Rev. Chir. orthop. **52**, 3–11 (1966).

Maquet, P., Simonet, J., Marchin, P. de: Biomécanique du genou et gonarthrose. Rev. Chir. orthop. **53**, 111–138 (1967a).

Marchin, P. de, Maquet, P., Fontaine, J.: Quelques remarques sur la radiographie des genoux arthrosiques. Utilité des clichés «en charge». Rev. méd. Liège **XVIII**, 148–152 (1963a).

Marchin, P. de, Maquet, P., Simonet, J.: Considérations biomécaniques sur l'arthrose du genou. Quelques remarques sur les radiographies. Rev. Rhum. **30**, 775–776 (1963b).

Menschik, A.: Mechanik des Kniegelenkes. I. Teil. Z. Orthop. **112**, 481–495 (1974). II Teil. Schluzrotation. Z. Ortop. **113**, 388–400 (1975).

Menschik, A.: Mechanik des Kniegelenkes. III. Teil. Wien: F. Sailer, 1974.

Merle d'Aubigne, R., Ramadier, J., Van Houtte, H.: Arthroses du genou et surcharge articulaire. Acta orthop. belg. **27**, 365–371 (1961).

Milch, H.: Photoelastic studies of bone forms. J. Bone Jt Surg. A **22**, 621 (1940).

Mohing, W.: Die Arthrosis deformans des Kniegelenkes. Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1966.

Morrison, J.: Bioengineering analysis of force actions trans-

mitted by the knee joint. Biomed. Eng. **3**, 164–170 (1968).

Morrison, J.: The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. J. Biomech. **3**, 51–61 (1970).

Müller, W.: Biologie der Gelenke. Leipzig: Johann Ambrosius Barth 1929.

Murray, M. P., Drought, A. B., Kory, R. C.: Walking patterns of normal men. J. Bone Jt Surg. A **46**, 335–360 (1964).

Nicholson, J. T.: Patellectomy as an aid in management of pain in degenerative arthritis of the knee. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 413–415, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Nicod, L.: Die Gonarthrose. Bern-Stuttgart-Wien: H. Huber 1970.

Nitsch, G. Janssen: Die Stellung der Suprakondylärer Korrekurosteotomie in der Behandlung der Altersgonarthrose. Z. Orthop. **114**, 226–232 (1976).

Ory, M.: Des influences mécaniques dans l'apparition et le développement des manifestations dégénératives du genou. J. belge Méd. phys. Rhum. **19**, 103–120 (1964).

Palazzi, A. S.: La greffe musculaire intra-osseuse comme traitement de l'arthrose du genou. Acta orthop. belg. **27**, 384–386 (1961).

Paul, J. P.: Bioengineering studies of the forces transmitted by joints. In: Biomechanics and Related Bioengineering Topics (Kenedi, R. M., ed.), p. 369. Oxford: Pergamon Press 1965.

Paul, J. P.: Forces transmitted by joints in the human body. Proc. Inst. mech. Eng. **181**, 8–15 (1966–67).

Paul, J. P.: Magnitude of forces transmitted at hip and knee joints. In: Lubication and Wear in Joints (Wright, V., ed.), pp. 77–87. London: Sector Publishing Ltd. 1969.

Pauwels, F.: Über eine kausale Behandlung der Coxa valga luxans. Z. orthop. Chir. **79**, 305 (1950).

Pauwels, F.: Des affections de la hanche d'origine mécanique et de leur traitement par l'ostéotomie d'adduction. Rev. Orthop. **37**, 22 (1951).

Pauwels, F.: Neue Richtlinien für die chirurgische Behandlung der Coxarthrose. Langenbecks Arch. Klin. Chir. **289**, 378 (1958).

Pauwels, F.: Directives nouvelles pour le traitement chirurgical de la coxarthrose. Rev. Orthop. **45**, 681 (1959).

Pauwels, F.: Neue Richtlinien für die operative Behandlung der Coxarthrose. Verh. dtsch. orthop. Ges., 48. Kongr., 332 (1960).

Pauwels, F.: Basis and results of an etiological therapy of osteoarthritis of the hip joint. S.I.C.O.T., IXe Congrès, Postgraduate Course, Vol. II, E. 31–60, Vienna 1963.

Pauwels, F.: Directives nouvelles pour le traitement chirurgical de la coxarthrose. Acta chir. belg. **63**, 37–76 (1964).

Pauwels, F.: Über die Bedeutung einer Zuggurtung für die Beanspruchung des Röhrenknochens und ihre Verwendung zur Druckosteosynthese. Verh. dtsch. orthop. Ges., 52. Kongr., Stuttgart, 1965a.

Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1965b.

Pauwels, F.: Der Platz der Osteotomie in der operativen Behandlung der Coxarthrose. Triangel Sandoz **8**, 196–210 (1968).

Pauwels, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1973a.

Pauwels, F.: Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. Z. Orthop. **111**, 681–705 (1973b).

Perry, J., Antonelli, D., Ford, W.: Analysis of knee joint forces during flexed knee stance. J. Bone Jt Surg. A **57**, 961–967 (1975).

Pirard, A., Sibille, P.: Recherche des lignes de nulle pression. Le Génie Civil **CXXI**, 4–8, 28–31 and 45–48 (1954).

Pirard, A.: Notes du cours de photoélasticité. Laboratoire de Photoélasticité Univ. Liège, 1960.

Poulhes, J., Chancholle, A. R., Lapage, J., Ferret-Bouih, P.: Etude photoélasticimétrique de l'articulation du genou. C. R. Ass. Anat., 47e réunion, Naples, pp. 634–640, 1961. Nancy, 1962.

Poulhes, J., Chancholle, A. R., Mourlan, P.: Etude photoélasticimétrique de l'articulation du genou chez l'homme. C. R. Ass. Anat., 47e réunion, Naples, pp. 1098–1105, 1961. Nancy, 1962.

Rabischong, P., Courvoisier, E., Bonnel, F., Peruchon, E., Devaud, G.: Étude biomécanique de la répartition des forces au niveau des condyles fémoraux en charge statique. In: Die Gonarthrose (Nicod, L., ed.), pp. 36–52. Bern-Stuttgart-Wien: Verlag Haus Huber 1970.

Radin, E., Paul, I.: Does cartilage compliance reduce skeletal impact load? Arthr. and Rheum. **13**, 139–144 (1970).

Radin, E., Paul, I., Lowy, M.: A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage. J. Bone Jt Surg. A **52**, 444–456 (1970).

Radin, E., Paul, I., Rose, R.: Role of mechanical factors in pathogenesis of primary osteoarthritis. Lancet 1972, 519–522.

Ramadier, J. O.: Prévention et arrêt de l'arthrose du genou avec déviation transversale. Mém. Acad. Chir. **24–25**, 815–825 (1965).

Ramadier, J. O.: Étude radiologique des déviations dans la gonarthrose. Rev. Chir. orthop. **53**, 139–147 (1967).

Raux, P., Townsend, P.R., Miegel, R., Rose, R.M., Radin, E.L.: Trabecular architecture of the human patella. J. Biomech. **8**, 1–7 (1975).

Raynal, L., Verheugen, P.: Techniques opératoires dans la chirurgie de la gonarthrose. Acta orthop. belg. **27**, 394–408 (1961).

Reilly, D.T., Martens, M.: Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint

reaction force for various activities. Acta orthop. scand. **43**, 126–137 (1972).

Renard, V., Renard Lefebvre, A. M.: La résection du tissu souschondral altéré, par voie extra-articulaire, dans le traitement des arthroses du genou. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 425–431, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Rubies Trias, P.: Operacion de Magnusson en la artrosis de rodilla. S.I.C.O.T., XIe Congrès, Mexico, pp. 421–424, 1969. Bruxelles: Imprimerie des Sciences, 1970.

Shinno, N.: Statico dynamic analysis of movement of the knee. Tokushima J. exp. Med. **8**, 101–141 (1961).

Shinno, N.: Statico dynamic analysis of movement of the knee. Tokushima J. exp. Med., **8**, 189–202 (1962).

Shinno, N.: Statico dynamic analysis of movement of the knee. Tokushima J. exp. Med., **15**, 53–57 (1968a).

Shinno, N.: Statico dynamic analysis of movement of the knee. In: Biomechanics I, Ist Int. Seminar, Zürich, pp. 228–237, 1967. Basel/New-York: Karger 1968b.

Shoji, H., Insall, J.: High tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee with valgus deformity. J. Bone Jt Surg. A **55**, 963–973 (1973).

Simonet, J., Maquet, P., Marchin, P. de: Considérations biomécaniques sur l'arthrose du genou. Etude des forces. Ostéotomies. Rev. Rhum. **30**, 777–778 (1963).

Steindler, A.: Kinesiology. Springfield, Ill.: Thomas 1955.

Sussenbach, F., Nasseri, D.: Zur operativen Behandlung der Patello-femoral Arthrose durch Ventralisation der Tuberositas tibiae (nach Bandi). Z. Orthop. **111**, 532–534 (1973).

Sutton, F.S., Thompson, C.H., Lipke, M.S.J., Kettelkamp, D.B.: The effect of patellectomy on knee function. J. Bone Jt Surg. A **58**, 537–540 (1976).

Townsend, P.R., Raux, P., Rose, R.M., Miegel, R.E., Radin, E.L.: The distribution and anisotropy of the stiffness of cancellous bone in the human patella. J. Biomech. **8**, 363–367 (1975).

Torgerson, W. R.: Tibia osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee. Surg. Clin. N. Amer. **45**, 779–785 (1965).

University of California: Fundamental Studies of Human Locomotion and other Information relating to the Designs of Artificial Limbs. Final report n° 12.

Walker, P.S., Hajek, J.V.: The load bearing area in the knee joint. J. Biomech. **5**, 581–589 (1972).

Walker, P.S., Erkman, M.J.: The role of the menisci in force transmission across the knee. Personal communication, 1975.

Wolff, J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin: Hirschwald 1892.

Yount, C.C.: The role of the tensor fasciae femoris in certain deformities of the lower extremities. J. Bone Jt Surg. **8**, 171–193 (1926).

Index alphabétique des matières

F. PAUWELS, Aachen, l'Allemagne

Biomécanique de la Hanche saine et pathologique

Principes, technique et résultats d'une thérapeutique causale

Un atlas

Traduit par P.G. Maquet

305 figures groupant 853 images. X, 276 pages. 1977
Relié DM 390,–; US $ 179.40
Berlin-Heidelberg-New York: Springer-Verlag
ISBN 3-540-08370-7

Table des matières: Fondements théoriques. – Analyse biomécanique et thérapeutique causale de la coxa vara congénitale, de la pseudarthrose du col fémoral et de la coxarthrose: Cova vara congénitale. Pseudarthrose du col fémoral. Coxarthrose.

L'arthroplastie par prothèses pose de nombreux problèmes. L'exploitation intentionelle de la capacité naturelle des tissus du squelette à s'adapter à la fonction offre une alternative riche de possibilités. Le principe de base de cette méthode de traitement consiste à restaurer l'équilibre biomécanique entre la grandeur et la qualité de la sollicitation mécanique d'une part, et les possibilités de réaction des tissus d'autre part, grace à une modification systématique et exactement dosée de la sollicitation mécanique. Ceci exige une préparation soigneuse des interventions chirurgicales et des techniques opératoires particulières. Préparation et techniques sont décrites en détail dans cet atlas. Lorsque l'indication est correcte, le traitement chirurgical entraine des résultats durables à très long terme dans trois affections importantes de la hanche – coxa vara congénitale, pseudarthrose du col du fémur et coxathrose – généralement considérées comme incurables pendant longtemps. L'exacititude de la théorie biomécanique à la base de cette thérapeutique est demontrée de façon impressionante.

Sous réserve des changements des prix.

Springer-Verlag
Berlin
Heidelberg
New York

Les forces exercées sur le genou normal en position debout et durant la marche sont analysées et les surfaces portantes de l'articulation fémoro-tibiale mesurées expérimentalement. De cette analyse sont déduits les facteurs mécaniques qui peuvent augmenter et concentrer les contraintes de compression articulaires. On démontre comment les images radiographiques correspondent aux diagrammes des contraintes et confirment la théorie.
Augmentation et concentration des contraintes articulaires provoquent l'apparition et l'évolution de l'arthrose. Le traitement consiste à réduire les contraintes en diminuant les forces supportées par l'articulation et en agrandissant les surfaces portantes. Différentes techniques opératoires réalisant ces principes sont décrites: capsulotomie postérieure, avancement de la tubérosité tibiale antérieure, ostéotomie courbe de l'extrémité supérieure du tibia, ostéotomie distale du fémur, correction de déformations éloignées du genou atteint. Les modifications radiologiques postopératoires illustrent le résultat de cette chirurgie destinée à modifier les contraintes mécaniques et confirment la théorie proposée.

ISBN 3-540-08329-4
ISBN 0-387-08329-4